

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Filière : Electronique

Spécialité : Electronique des systèmes embarqués

Présenté par

MOHAMMED-HACENE YOUSRA

Photo-coagulation rétinienne multi-spots par faisceau laser modulé par des micromiroirs, activé par les signaux ECG et EOG

Proposé par : BOUGHERIRA HAMIDA & KAOULA IKRAM

Année Universitaire 2024-2025

Remerciements

En ce moment, considéré comme l'un des plus honorables et des plus précieux de la vie de tout étudiant, il est difficile d'exprimer sur cette page les phrases les plus sincères et les mots les plus justes.

Avant tout, je remercie Dieu, le Tout-Puissant, le Miséricordieux, qui m'a donné l'opportunité, la force, la capacité et la patience nécessaires pour mener à bien ce travail.

Sur le plan académique, je tiens à remercier tout particulièrement Madame Boughrira Hamida, ma promotrice, pour son encadrement rigoureux, ses conseils avisés, sa disponibilité et son soutien permanent tout au long de ce travail. Son accompagnement a été d'une valeur inestimable.

Je remercie également Madame Kaoula Ikram, ma co-promotrice, pour son écoute, ses orientations pertinentes et sa bienveillance qui m'ont permis de progresser avec clarté et sérénité.

Mes sincères remerciements vont également aux membres du jury, pour l'honneur qu'ils me font en acceptant d'évaluer ce mémoire, ainsi que pour le temps et l'intérêt qu'ils y consacrent.

Enfin, je remercie l'ensemble de mes enseignants et professeurs pour la qualité de leur enseignement, leur engagement et leur accompagnement tout au long de mon parcours universitaire.

En ce moment considéré comme l'un des plus précieux de la vie de tout étudiant, il est difficile d'exprimer sur une seule page les phrases les plus sincères et les mots les plus justes.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mes parents : à ma mère, pour son amour infini, ses prières et son soutien sans faille, et à mon père, pour sa sagesse, sa confiance et les efforts constants qu'il a toujours déployés pour m'offrir les meilleures conditions de réussite.

Mes remerciements vont également à ma sœur Meriem et à mon frère Abdellah, pour leur présence bienveillante et leurs encouragements tout au long de ce parcours.

Enfin, je remercie de tout cœur ma chère GHANIA, pour son soutien moral, sa patience, sa compréhension et sa précieuse présence à mes côtés durant cette aventure.

Dédicace

Avec un immense plaisir, un cœur rempli de reconnaissance et une joie profonde, je dédie ce travail :

À la plus merveilleuse des mères, l'école de la vie qui m'a guidé dans mes premiers pas.

Maman, je ne connais personne d'aussi tendre, douce et aimante que toi. Tu as toujours été là, à mes côtés, tel un ange gardien, me couvrant de ta tendresse et de ton amour inconditionnel.

Tes prières ont été pour moi une lumière précieuse qui m'a aidé à atteindre mes objectifs. Aucun mot ne saurait exprimer l'immensité de l'amour que je te porte.

Que Dieu, le Tout-Puissant, t'accorde santé et longue vie pour que je puisse, un jour, te rendre ne serait-ce qu'une part de tout ce que tu m'as donné.

À ma chère maman.

À cette figure inébranlable, solide comme une pyramide, à celui qui m'a appris que la vie est une lutte que seuls les patients remportent.

Papa, tu as tout sacrifié pour moi, tu m'as transmis des valeurs, offert une éducation exemplaire, tu es ma force, mon repère, mon exemple.

À mon cher père.

À ma sœur adorée **Meriem**, douce présence et précieuse complice de tous les instants,

À mon petit frère **Abdellah**, lumière de la maison et source d'une énergie débordante,

Merci pour vos encouragements, votre soutien et votre amour.

Que Dieu vous comble de santé, de bonheur, de courage et d'une réussite éclatante.

À mon âme sœur **Fatima Zahra**,

pour son amour, son soutien inconditionnel et sa présence rassurante dans chaque étape de ma vie.

Et à tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail, par leur aide, leurs encouragements ou leurs prières. Qu'ils trouvent ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

ملخص:

يُعد هذا العمل جزءاً من الجهود الرامية إلى تحسين السلامة والدقة أثناء علاجات التخثر الضوئي لشبكية العين. ففي الواقع، يمكن أن تؤدي الحركات اللاإرادية للعين، الناتجة غالباً عن نبضات القلب، إلى انحراف شعاع الليزر عن هدفه، مما قد يُسبب تلفاً في الأنسجة السليمة. يهدف هذا المشروع إلى تصميم نظام ذكي للتحكم في مصدر الليزر، يعتمد على الكشف المشترك لإشارات تخطيط كهربية القلب وتخطيط كهربية العين وذلك لتفعيل أو تعطيل الليزر في الزمن الحقيقي بناءً على الحالة الفسيولوجية للمريض. لتحقيق ذلك، قمنا باكتساب إشارات ECG و EOG باستخدام نظام Power-LAB وبرنامجه LAB Chart، ثم تمت معالجتها وتحليلها في بيئة MATLAB. تم استخدام خوارزمية الكشف عن موجات-R (Pan-Tompkins) إلى جانب تحليل العتبة لإشارة EOG لتحديد نوافذ زمنية آمنة لتنشيط الليزر. يتم التحكم النهائي في تشغيل الليزر عبر لوحة Arduino في حين يتم توجيه الشعاع من خلال مرايا DMD الدقيقة ونظام بصري مُعاير بدقة. تُظهر النتائج المحصل عليها تحسناً ملحوظاً في تزامن وسلامة عمليات التخثر الضوئي.

الكلمات المفتاحية:

التخثر الضوئي، تخطيط كهربية القلب، تخطيط كهربية العين، مرآة الدقيقة مختبر الطاقة، مخطط المختبر، أرد وينو.

Résumé :

Le présent travail s'inscrit dans une démarche d'amélioration de la sécurité et de la précision lors des traitements de photo coagulation rétinienne. En effet, les mouvements involontaires de l'œil, souvent induits par les battements cardiaques, peuvent compromettre le bon positionnement du faisceau laser et entraîner des lésions des tissus sains. L'objectif principal de ce projet est de concevoir un système intelligent de commande de source laser, basé sur la détection conjointe des signaux électrocardiographique (ECG) et électrooculographiques (EOG), pour activer ou désactiver le laser en temps réel selon l'état physiologique du patient.

Pour cela, nous avons acquis des signaux ECG et EOG via Power LAB et LAB Chart, puis traité et analysé ces données dans MATLAB. Un système de corrélation entre les signaux, combiné à un algorithme de détection de pics R (Pan-Tompkins) et un seuillage pour EOG qui permet de définir des fenêtres sûres d'activation du laser. La commande finale est assurée par une carte Arduino, tandis que la projection du faisceau est réalisée à l'aide de micromiroirs DMD et d'un montage optique soigneusement calibré. Les résultats obtenus montrent une amélioration notable en termes de synchronisation et de sécurité de la photo coagulation.

Mots clés :

Photo coagulation, ECG, EOG, micromirror DMD, MATLAB, POWER LAB, LAB CHART, Arduino.

Abstract:

This project addresses the challenge of ensuring safe and precise retinal photocoagulation by preventing laser misfires caused by involuntary eye movements linked to cardiac activity. The main objective is to develop an intelligent laser control system based on real-time analysis of ECG and EOG signals, enabling the laser to switch on or off depending on the patient's physiological condition.

Signals were acquired using Power LAB and LAB Chart, then processed in MATLAB using filtering techniques and a Pan-Tompkins-based peak detection algorithm. Correlation analysis between ECG and EOG defined safe activation intervals. An Arduino board controls the laser activation, while a DMD-based optical setup ensures accurate laser beam projection. Experimental results show significant improvements in targeting precision and operational safety.

Keywords:

Photocoagulation, ECG, EOG, DMD, MATLAB, POWER LAB, LAB CHART, Arduino.

Listes des acronymes et abréviations

ECG : électrocardiogramme.

EOG : électrooculographie.

ERG : électrorétinogramme.

DMD : Digital Micromirror Device (Dispositif à micromiroirs numériques).

MATLAB : Matrix Laboratory – Environnement de programmation pour le calcul numérique, le traitement du signal et la visualisation.

POWER-LAB : Système matériel d'acquisition de données physiologiques développé par AD Instruments.

LAB-CHART : Logiciel d'enregistrement, d'affichage et d'analyse de signaux physiologiques, fourni par AD Instruments.

PHOTO-COAGULATION : Technique thérapeutique utilisant un laser pour coaguler les tissus rétinien.

QRS : Complexe QRS – Partie de l'ECG représentant la dépolarisation des ventricules cardiaques.

Table des matières

Listes des acronymes et abréviations	
Liste des figures	
Liste des Tableaux	
Introduction générale	1
1.1. Introduction	2
1.2. Electrocardiogramme (ECG)	2
1.2.1. Anatomie du cœur	2
1.2.2. Activité Électrique du Cœur	3
1.2.3. Electrocardiographe	4
1.2.4. L'électrocardiogramme	5
1.2.5. Signal d'un battement cardiaque standard	5
1.3. Électro-Oculographie (EOG)	6
1.3.1. Anatomie de l'œil	6
1.3.2. La membrane de protection	7
1.3.3. La membrane nourricière	8
1.3.4. Pathologies de l'œil	10
1.3.5. Définition de la Rétinopathie	10
1.3.6. EOG (Électro-oculogramme)	11
1.4. ERG (Électrorétinogramme)	11
1.4.1. Principe de l'ERG	12
1.4.2. Types d'ERG	12
1.5. Rétinopathie diabétique	12
1.6. Traitement Laser en Ophtalmologie	13
1.7. Principaux Types de Traitements Laser	13
1.7.1. Laser pour la correction de la vision (chirurgie réfractive)	13
1.7.2. Laser pour le traitement des pathologies oculaires	13

1.7.3. Laser pour la rétine (photo coagulation rétinienne).....	13
1.7.4. Avantages et Risques.....	13
1.8. Acquisition des signaux ECG et EOG.....	14
1.8.1. LAB Chart.....	14
1.8.2. Power LAB.....	15
1.8.3. Les Électrodes.....	15
1.8.4. Types de Filtres Utilisés dans LAB Chart.....	16
1.9. Les Micromiroirs.....	17
1.9.1. Caractéristiques et Fonctionnement.....	17
1.9.2. Applications.....	17
1.10. Conclusion.....	18
2.1. Introduction.....	19
2.2. Etapes de développement du système de contrôle de la source laser.....	19
2.3. Création de la base de données des signaux ECG-EOG.....	20
2.4. Acquisition des signaux ECG et EOG.....	20
2.4.1. Placement des électrodes.....	21
2.4.2. Choix du sujet.....	22
2.4.3. Déterminer la fréquence cardiaque.....	23
2.5. Prétraitement LAB-chart des signaux ECG et EOG.....	23
2.5.1. Export des signaux vers Matlab.....	23
2.6. Traitement des signaux dans MATLAB.....	24
2.6.1. Seuillage.....	24
2.6.2. Corrélation entre signal ECG et EOG.....	25
2.6.3. Algorithme Pan-Tompkins.....	25
2.7. Création de la base de données.....	26
2.8. Elaboration d'un dispositif optique de mise en marche / arrêt du système base sur le micro miroir.....	26

2.9. Principe de photo coagulation multisport par un faisceau laser modulé par les micromiroirs	26
2.9.1. Motivation	27
2.9.2. Solution propose	27
2.11. Dispositif optique pour projection du faisceau laser sur DMD	28
2.12. Description système optique	31
2.13. Conclusion	32
3.1. Introduction	33
3.2. Acquisition des signaux ECG et EOG par power LAB et enregistrement par LAB-Chart	33
3.3. Traitement des signaux dans Matlab	35
3.3.1. Lecture des signaux	36
3.3.2. Normalisation des signaux	37
3.3.3. Filtrage du signal ECG	38
3.3.4. Détection des pics R	38
3.3.5. Corrélation entre ECG et EOG	39
3.3.6. Les Condition ECG et EOG	40
3.3.7. L'envoi des condition MATLAB vers l'Arduino	41
3.4. La commande via carte Arduino	41
3.5. Creation de la base de données	42
3.6. Contrôle de l'activation de la source laser	43
3.7. Conclusion	44
Annexes	46
Bibliographie	47

Liste des figures

Figure 1.1 : La structure anatomique du cœur	3
Figure 1.2 : Propagation de l'impulsion électrique dans le muscle cardiaque	4
Figure 1.3 : Tracé d'un ECG	5
Figure 1.4 Anatomie de l'œil	6
Figure 1.5 : Retinopathie-diabétique	12
Figure 1.7 : LAB Chart	14
Figure 1.8 : Power LAB	15
Figure 1.9 : Electrodes	16
Figure 1.10 : Micromiroir	17
Figure 2.1 : Schéma bloc des étapes du système optique.	20
Figure 2.2 : Placement des électrodes ECG.	21
Figure 2.3 : Placement des électrodes EOG.	21
Figure 2.4 : interface graphique AD instrument pour l'acquisition des signaux.	22
Figure 2.5 : Exemple de la base de données.	22
Figure 2.6 : Procédure d'exportation depuis LAB-Chart vers un fichier texte.	24
Figure 2.7 : Procédure de traitement dans MATLAB.	24
Figure 2.8 : Diagramme fonctionnel de la phase de prétraitement de l'algorithme de Pan–Tompkins	26
Figure 2.9 : Système optique : incidence du faisceau laser sur le DMD.	27
Figure 2.10 : Schéma synoptique du contrôle de la source laser. Erreur ! Signet non défini.	
Figure 2.11 : Schéma de traitement du signal ECG/EOG pour le contrôle d'un faisceau laser.	28
Figure 2.12 : Diagramme de contrôle d'activation/désactivation du laser.	28
Figure 2.13 : Lentille.	31
Figure 2.14 : Montage optique pour la projection d'un faisceau laser parallèle à travers une lentille de 4 dioptries vers un DMD.	31
Figure 3.1 : Placement réel des électrodes.	34

Figure 3.2 : Lecture des signaux dans LAB-Chart.	34
Figure 3.3 : Fichiers texte exporté depuis LAB-Chart.	35
Figure 3.4 : Organigramme du traitement des signaux ECG et EOG dans MATLAB. ...	36
Figure 3.5 : Lecture des signaux.	37
Figure 3.6 : Code de la normalisation.	37
Figure 3.7 : Les signaux normalisés.	37
Figure 3.8 : Code de filtrage d'un ECG.	38
Figure 3.9 : ECG filtré.	38
Figure 3.10 : Extrait du code détection des pics R algorithme de Pan-tompkins.	39
Figure 3.11 : Détection des pics R sur le signal ECG traité.	39
Figure 3.12 : Procédure de la corrélation des signaux sous Matlab.	40
Figure 3.13 : Code de la corrélation des signaux	40
Figure 3.14 : Corrélations entre ECG et EOG.	40
Figure 3.15 : Conditions des seuils EOG.	41
Figure 3.16 : Code communication Matlab vers l'Arduino	41
Figure 3.17 : Base de données fichier Excel.	43
Figure 3.18 : Code de la commande laser.	43
Figure 3.19 : Système optique	44

Liste des Tableaux

Tableau 2.1 : Paramètres optiques pour la projection du faisceau sur le DMD. 29

Tableau 2.2 : Comparaison des effets pratiques d'une focale très longue et très courte dans un montage optique. 30

Introduction générale

La maîtrise des traitements ophtalmologiques, en particulier la photo coagulation rétinienne, exige une extrême précision dans le positionnement du faisceau laser. Or, des facteurs physiologiques tels que les battements cardiaques ou les mouvements oculaires involontaires peuvent entraîner un décalage du faisceau et compromettre la sécurité du patient. Le besoin d'un système intelligent capable d'interagir en temps réel avec les signaux biologiques du patient s'impose donc avec acuité.

Dans cette perspective, notre projet s'attache à développer un système innovant de commande de laser reposant sur l'analyse synchronisée des signaux ECG et EOG. Ce système détecte les conditions optimales d'activation du laser et interrompt son fonctionnement en cas de mouvement oculaire ou de contraction cardiaque susceptible de fausser le ciblage.

Ce mémoire s'articule autour de trois axes :

- Le Chapitre 1 présente les concepts fondamentaux liés à l'ECG, l'EOG et la photo coagulation rétinienne.
- Le Chapitre 2 traite de la méthodologie d'acquisition des signaux et de la conception du dispositif de commande.
- Le Chapitre 3 expose les résultats expérimentaux issus de l'implémentation complète du système et discute des performances obtenues.

Ce travail vise à contribuer à l'évolution des dispositifs médicaux intelligents en combinant traitement du signal, instrumentation biomédicale et automatisation optique.

Chapitre 1 Généralités

1.1. Introduction

Le but de ce notre projet est principalement l'étude des mouvements de l'œil générés par les battements cardiaques et la corrélation des signaux électrocardiogramme (ECG) et electrooculogramme (EOG) pendant l'application des traitements laser pour la photo coagulation rétinienne de toute précision.

Nous présentons donc, dans ce chapitre, les principes de fonctionnement du cœur et l'œil, ainsi que les techniques utilisées pour leur acquisition, analyse et traitements des signaux ECG et EOG. Un état de l'art des filtres appliqués signaux également donné.

1.2. Electrocardiogramme (ECG) [1]

L'électrocardiogramme (ECG) est un signal qui représente l'activité électrique du cœur et permet d'analyser son fonctionnement en temps réel.

1.2.1. Anatomie du cœur

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Ce muscle, appelé myocarde, a pour rôle de propulser le sang à travers les vaisseaux sanguins afin d'irriguer l'ensemble du corps humain. Anatomiquement, il est situé dans le médiastin, la région médiane de la cage thoracique. Il se positionne légèrement à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum et repose sur le diaphragme. Organe creux et musculueux, il est entouré par les poumons (figure1.1).

Les vaisseaux sanguins se répartissent en deux grands systèmes :

- **Le système artériel**, qui transporte le sang oxygéné vers les organes.
- **Le système veineux**, qui ramène le sang pauvre en oxygène vers le cœur.

Le cœur est divisé en deux parties distinctes par une cloison : une partie droite et une partie gauche. Chacune d'elles est elle-même composée de deux cavités :

- Une cavité supérieure, appelée oreillette.
- Une cavité inférieure, appelée ventricule.

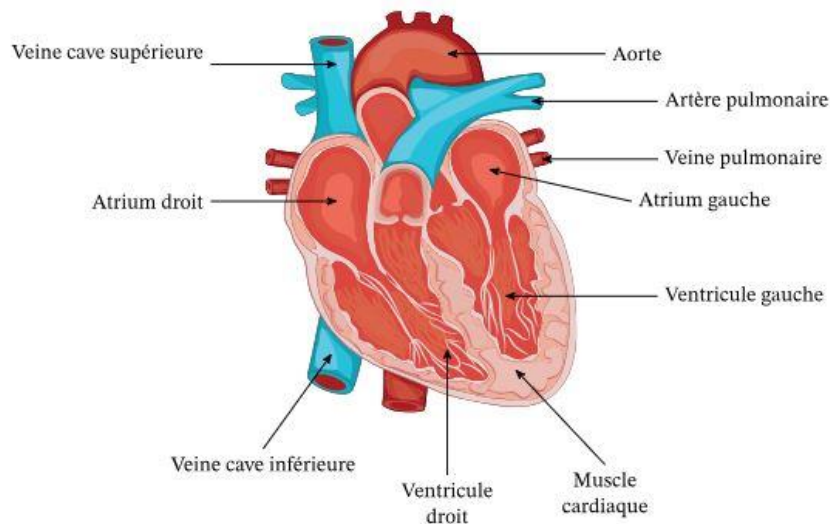


Figure 1.1 : La structure anatomique du cœur [1].

Le sang pauvre en oxygène pénètre dans le cœur par la veine cave et rejoint l'oreillette droite. Lors de sa contraction, appelée systole auriculaire, l'oreillette droite expulse le sang vers le ventricule droit. Ensuite, la systole ventriculaire propulse ce sang vers les poumons via l'artère pulmonaire, où il s'oxygène. Une fois enrichi en oxygène, le sang retourne au cœur par les veines pulmonaires et s'accumule dans l'oreillette gauche. Lors de la contraction auriculaire, il est dirigé vers le ventricule gauche, qui, par sa contraction (systole ventriculaire), l'éjecte dans l'aorte afin d'irriguer les organes. Le muscle cardiaque étant myogénique, ses contractions rythmiques se produisent spontanément. Elles sont coordonnées par une impulsion électrique qui assure le bon fonctionnement du cycle cardiaque.

1.2.2. Activité Électrique du Cœur

L'impulsion électrique est initialement générée par le nœud sinusal, situé dans la partie supérieure de l'atrium droit. Ce nœud joue un rôle clé dans la régulation du rythme cardiaque, ce qui lui vaut le nom de pacemaker naturel du cœur.

À partir du nœud sinusal, l'onde électrique se propage à travers les deux oreillettes, entraînant leur contraction. Elle atteint ensuite le nœud atrioventriculaire, situé dans la partie inférieure de l'atrium droit, à proximité du septum interventriculaire, la paroi séparant les oreillettes des ventricules.

Le nœud atrioventriculaire agit comme un relais : il reçoit l'impulsion électrique et la transmet au faisceau de His, un ensemble de fibres musculaires spécialisées situé le long du septum interventriculaire. Ce faisceau assure la transmission du signal des oreillettes vers les ventricules et se divise en deux branches principales :

- **Branche gauche**, qui dessert le ventricule gauche.
- **Branche droite**, qui dessert le ventricule droit.

Ces branches se ramifient ensuite en fibres de Purkinje, un réseau de fibres musculaires fines qui remontent le long des parois externes des ventricules. Ces fibres permettent une conduction rapide du signal électrique, entraînant une contraction simultanée des ventricules et assurant ainsi l'éjection du sang vers les poumons et le reste du corps (figure 1.2).

L'ordre de propagation de l'influx électrique dans le cycle cardiaque est donc :

Nœud sinusal → Nœud atrioventriculaire → Faisceau de His → Fibres de Purkinje

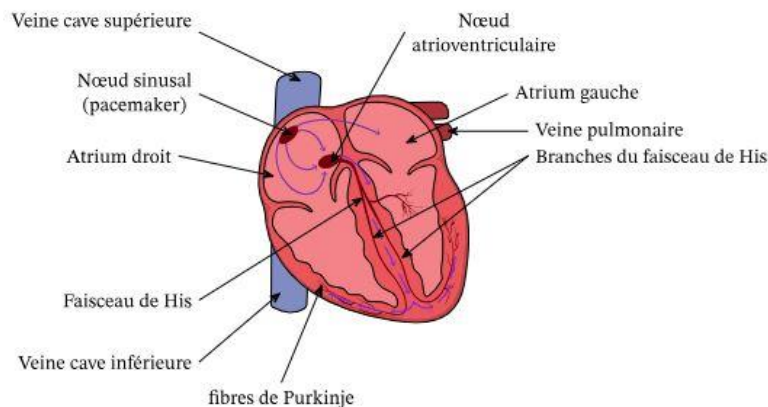


Figure 1.2 : Propagation de l'impulsion électrique dans le muscle cardiaque [1].

1.2.3. Electrocardiographie

L'électrocardiographie est l'appareil utilisé pour enregistrer l'électrocardiogramme.

Il se compose généralement de plusieurs éléments :

- **Des électrodes** placées sur le patient pour capter les signaux électriques du cœur.
- **Un amplificateur** permettant d'augmenter l'amplitude des signaux électriques recueillis.
- **Un système de filtrage et de traitement des signaux** pour réduire les interférences et améliorer la qualité de l'enregistrement.
- **Un dispositif d'affichage et d'enregistrement** permettant de visualiser l'ECG sous forme de tracé sur papier ou écran.

Les électrocardiographes modernes, comme ceux proposés par AD Instruments, permettent une acquisition précise des signaux, une analyse numérique avancée et un stockage des données pour un suivi médical efficace [3].

1.2.4. L'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme (ECG) est l'enregistrement graphique de l'activité électrique du cœur au cours du cycle cardiaque. Il est obtenu grâce à des électrodes placées à la surface de la peau, qui captent les variations de potentiel électrique générées par la dépolarisation et la repolarisation du muscle cardiaque. L'ECG permet d'analyser les ondes caractéristiques (onde P, complexe QRS, onde T) et les intervalles associés, facilitant ainsi le diagnostic des anomalies du rythme cardiaque, des troubles de conduction et des pathologies myocardiques (figure 1.3).

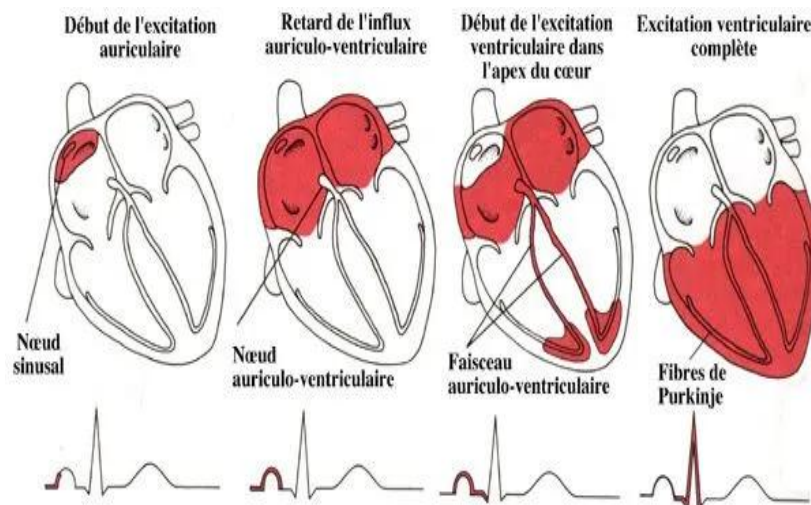


Figure 1.3 : Tracé d'un ECG [1].

1.2.5. Signal d'un battement cardiaque standard

La figure suivante illustre un battement cardiaque standard montrant les différents intervalles, les pics et les segments.

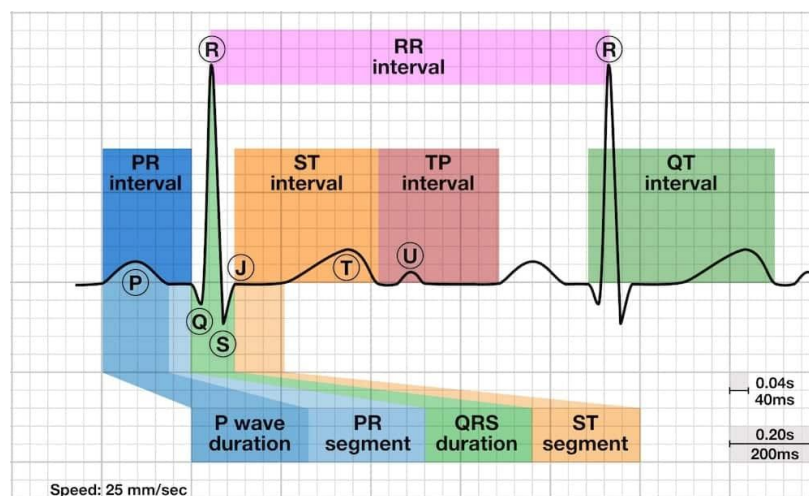


Figure 1.4 : Les intervalles d'un ECG [1].

Dans notre projet, l'étude du signal ECG permettra de déterminer si un ou plusieurs paramètres du complexe (P QRS T) induisent un mouvement de l'œil, détectable par l'EOG.

1.3. Électro-Oculographie (EOG)

L'électro-oculogramme (EOG) est un examen médical permettant d'évaluer l'activité électrique des muscles oculomoteurs et de la rétine en mesurant les différences de potentiel entre la cornée et la rétine lors des mouvements oculaires [23].

1.3.1. Anatomie de l'œil

La compréhension de l'anatomie oculaire est essentielle pour appréhender les mécanismes d'action des techniques de photo coagulation rétinienne.

1.3.1.1. L'œil humain

Directement relié au cerveau, l'œil humain est un globe oculaire de 2,2 à 2,5 cm de diamètre, pesant environ 7 à 8 grammes. Il est mobile grâce à six muscles extra-oculaires et comprend une vingtaine de structures essentielles à la vision, telles que la rétine, l'iris, la cornée et le cristallin [4] (figure1.5).

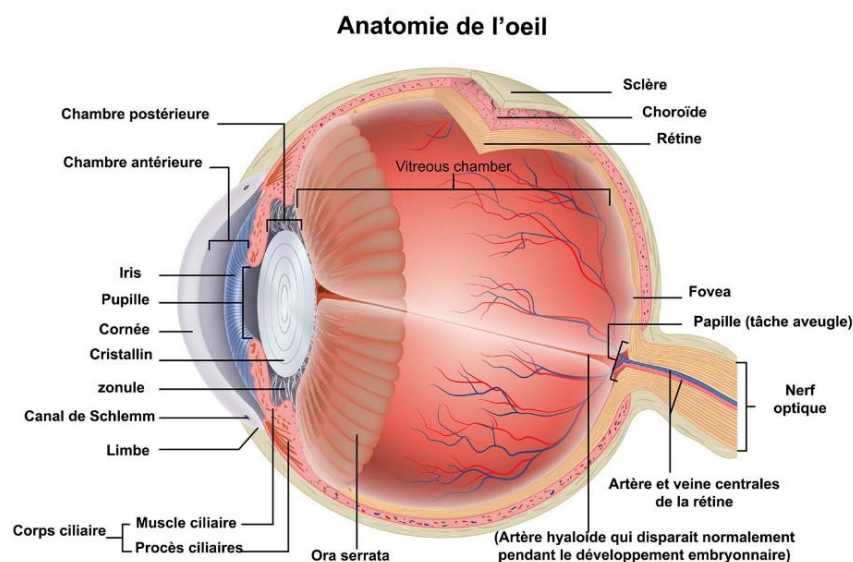


Figure 1.5 Anatomie de l'œil

À l'avant, il est protégé par les paupières, qui portent des cils et sont tapissées par une membrane appelée conjonctive. Cette dernière sécrète un mucus lubrifiant, empêchant ainsi le dessèchement de l'œil.[5] L'œil est constitué de plusieurs

parties, dont certaines, plus rigides, forment une coque protectrice, composée de différentes couches membraneuses, appelées tuniques du globe oculaire. Celles-ci entourent le corps vitré ou humeur vitrée, une substance gélatineuse représentant 80 % du volume de l'œil et contribuant à sa consistance. D'autres parties, plus fluides, sont contenues dans des capsules membraneuses ou situées entre les tuniques. Ces fluides, appelés humeurs du globe oculaire, participent à la physiologie de l'œil. Par extension, le terme tuniques est également utilisé pour désigner ces capsules [6].

1.3.1.2. Structure de l'œil

L'œil est un organe sphérique, dont la partie externe est formée d'une coque résistante entourant son contenu interne. Cette coque oculaire est constituée de trois tuniques concentriques superposées, chacune remplissant une fonction spécifique : [7]

- Une tunique externe, qui joue un rôle protecteur.
- Une tunique intermédiaire, assurant la nutrition de l'œil.
- Une tunique interne, responsable de la perception sensorielle.

1.3.2. La membrane de protection

La membrane externe de l'œil est constituée de la sclérotique ou "blanc de l'œil", qui est perforée à l'arrière pour laisser passer le nerf optique, et prolongée à l'avant par la cornée. Cette dernière, transparente et légèrement bombée, est hautement innervée et constitue le premier et le plus puissant dioptré du système optique de l'œil. La jonction entre la sclérotique et la cornée est appelée limbe sclérocornéen. [7]

1.3.2.1. La sclérotique

La sclérotique est une enveloppe rigide et protectrice qui donne sa forme et sa couleur blanche à l'œil. Elle couvre environ les cinq sixièmes de la surface oculaire, à l'exception de deux zones :

L'avant de l'œil, où elle est remplacée par la cornée.

L'arrière de l'œil, où émergent les fibres du nerf optique.

Composée principalement de fibres de collagène et de quelques fibrocytes, la sclérotique possède une capacité de cicatrisation limitée en cas de lésion [8].

1.3.2.2. Le nerf optique

Le nerf optique joue un rôle essentiel dans la transmission des signaux visuels de la rétine au cerveau. Il est constitué d'environ un million de fibres nerveuses (axones) et mesure environ 5 mm d'épaisseur. Il quitte la rétine au niveau de la

papille optique, une zone dépourvue de cellules sensorielles, également appelée "point aveugle" [8].

1.3.2.3. La cornée

La cornée est une membrane transparente, rigide et bombée, ayant la forme d'une lentille, qui permet le passage des rayons lumineux vers l'intérieur de l'œil. Avec un diamètre d'environ 11 mm, elle n'est pas vascularisée, c'est-à-dire qu'elle ne contient aucun vaisseau sanguin.

La cornée est la principale lentille optique de l'œil, responsable de 80 % de la réfraction. Elle contribue à deux tiers de la puissance totale de l'œil et joue également un rôle de filtre naturel contre les ultraviolets (UV) [4].

C'est sur cette tunique que se fixent également :

- Les muscles oculomoteurs, responsables de la mobilité de l'œil, permettant ses mouvements vers le haut, le bas, la droite, la gauche, etc.
- La conjonctive, une muqueuse transparente qui tapisse la surface externe de l'œil ainsi que la face interne des paupières.

1.3.3. La membrane nourricière

L'uvée, également appelée tunique moyenne de l'œil, est une membrane riche en vaisseaux sanguins. Elle se compose de la choroïde à l'arrière, une membrane mince et vascularisée, et du corps ciliaire ainsi que de l'iris à l'avant. L'iris, percé en son centre par la pupille, ajuste son diamètre en fonction de l'intensité lumineuse. Cette fine enveloppe, très vascularisée, garantit une obscurité totale à l'intérieur de l'œil, à l'image d'une chambre noire en photographie [4].

- **La choroïde**

La choroïde est une membrane riche en vaisseaux sanguins, essentielle à la nutrition de la rétine. Ses cellules contiennent de la mélanine, un pigment brun-foncé qui empêche la lumière de pénétrer ailleurs que par la pupille. Elle se prolonge vers l'avant en formant l'iris [12].

- **L'iris**

L'iris est la partie la plus antérieure de l'uvée, située dans le prolongement du corps ciliaire. Cette membrane en forme de disque légèrement bombé est perforée en son centre par un orifice circulaire : la pupille.

L'iris joue un rôle essentiel dans la régulation de la lumière entrant dans l'œil. Grâce à la pupille, qui fonctionne comme un diaphragme à ouverture variable, il

ajuste automatiquement la quantité de lumière en fonction de l'intensité lumineuse et de l'accommodation visuelle [13].

- **La pupille**

La pupille est l'orifice noir situé au centre de l'œil humain. Elle régule la quantité de lumière entrant dans l'œil en s'ajustant automatiquement à son intensité. Toutefois, c'est l'iris qui en contrôle l'ouverture et la fermeture [14].

- **La membrane sensorielle**

La membrane sensorielle, ou tunique la plus profonde de l'œil, est le véritable récepteur visuel. Elle est constituée uniquement de la rétine, une membrane fine et translucide qui contient les cônes et les bâtonnets, cellules responsables de la perception de la lumière [7].

- **La rétine**

La rétine est une membrane extrêmement sensible parcourue par de nombreux petits vaisseaux sanguins. Elle est composée de centaines de millions de cellules nerveuses :

- Les bâtonnets, situés en périphérie, assurent la vision nocturne.
- Les cônes, concentrés principalement dans la fovéa, permettent la vision diurne ainsi que la perception des couleurs (rouge, vert et bleu) [11].

Certaines zones spécifiques de la rétine jouent un rôle clé dans la vision :

- La macula, impliquée dans la vision centrale et souvent touchée par la DMLA.
- La fovéa, qui contient la plus forte concentration de cônes et assure une vision nette et détaillée.
- La tache aveugle (ou papille), où les fibres nerveuses convergent pour former le nerf optique. Cette zone ne contient aucun photorécepteur.

Le nerf optique transmet ensuite les informations visuelles au cortex visuel du cerveau [8].

En résumé, la rétine capte et traite les stimuli lumineux et colorés avant de les convertir en signaux électriques, qui sont ensuite interprétés par le cerveau pour former une image.

- **Le corps vitré**

Le corps vitré, ou vitré (corpus vitreum), est une substance transparente qui remplit la cavité située entre le cristallin et la rétine. Il constitue la majeure partie

du volume de l'œil et joue un rôle essentiel dans sa structure et son fonctionnement [8].

1.3.4. Pathologies de l'œil

Les pathologies oculaires regroupent l'ensemble des maladies et anomalies pouvant affecter les différentes structures de l'œil, altérant ainsi la vision. Elles peuvent être congénitales, acquises, infectieuses, ou encore liées au vieillissement. Certaines sont bénignes et réversibles, tandis que d'autres peuvent entraîner une perte de vision irréversible si elles ne sont pas prises en charge à temps. Parmi les pathologies oculaires les plus fréquentes, on retrouve plusieurs troubles affectant différentes structures de l'œil. Les troubles de la réfraction comme la myopie, l'hypermétropie et l'astigmatisme perturbent la focalisation de la lumière sur la rétine, entraînant une vision floue de près ou de loin. La cataracte, quant à elle, correspond à une opacification progressive du cristallin, provoquant une baisse de la vision et une sensibilité accrue à la lumière. Le glaucome résulte d'une élévation de la pression intraoculaire, endommageant le nerf optique de manière irréversible s'il n'est pas traité à temps. La dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) est une pathologie dégénérative qui touche la macula, altérant la vision centrale, essentielle à la lecture et à la reconnaissance des visages. La conjonctivite, souvent bénigne, est une inflammation de la conjonctive, généralement causée par une infection virale ou bactérienne. Enfin, la rétinopathie désigne toute atteinte de la rétine susceptible de nuire à la perception visuelle, notamment dans le cadre de maladies systémiques comme le diabète ou l'hypertension [19].

1.3.5. Définition de la Rétinopathie

La rétinopathie est une maladie touchant la rétine, qui peut entraîner une altération progressive de la vision et, dans les cas les plus graves, une perte de la vue. Elle est souvent causée par des troubles sous-jacents affectant les vaisseaux sanguins de la rétine, comme le diabète ou l'hypertension [20].

1.3.5.1. Types de rétinopathies courantes [21] [22]

- **Rétinopathie diabétique** Liée au diabète, elle résulte de la détérioration des petits vaisseaux sanguins de la rétine, provoquant des hémorragies et un œdème maculaire.
- **Rétinopathie hypertensive** Conséquence d'une hypertension artérielle prolongée qui endommage les vaisseaux de la rétine.
- **Rétinopathie pigmentaire** Maladie génétique rare entraînant une dégénérescence progressive des cellules photoréceptrices.
- **Rétinopathie du prématuré** Affecte les bébés prématurés dont la rétine n'est pas complètement développée.

1.3.5.2. Symptômes

- Perte progressive de la vision périphérique.
- Présence de taches ou de points noirs flottants.
- Difficulté à voir dans l'obscurité.

1.3.5.3. Traitements

Le traitement dépend du type et du stade de la maladie. Il peut inclure :

- Laser (photo coagulation) pour stopper la progression des lésions.
- Injections intraoculaires pour réduire l'œdème maculaire.
- Chirurgie vitréo-rétinienne dans les cas avancés.

1.3.6. EOG (Électro-oculogramme)

L'électro-oculogramme (EOG) est un examen médical permettant d'évaluer l'activité électrique des muscles oculomoteurs et de la rétine en mesurant les différences de potentiel entre la cornée et la rétine lors des mouvements oculaires [23].

1.3.6.1. Principe de l'EOG

- Des électrodes sont placées autour des yeux (généralement au niveau des tempes et du nez).
- L'examen enregistre les variations de potentiel électrique lorsque les yeux se déplacent de gauche à droite ou de haut en bas.
- L'activité électrique est influencée par la fonction des cellules de l'épithélium pigmentaire rétinien.

1.3.6.2. Applications de l'EOG

L'électro-oculogramme (EOG) repose sur l'enregistrement des variations du potentiel électrique généré entre la cornée (chargée positivement) et la rétine (chargée négativement) lors des mouvements oculaires. Des électrodes de surface sont placées autour des yeux, notamment au niveau des tempes et du nez, pour capter ces signaux. Lorsque les yeux se déplacent horizontalement ou verticalement, la variation du champ électrique est détectée par les électrodes. L'intensité de cette activité dépend directement de la fonctionnalité des cellules de l'épithélium pigmentaire rétinien, en particulier lors de l'adaptation à l'obscurité et à la lumière [24].

1.4. ERG (Électrorétinogramme)

L'électrorétinogramme (ERG) est un examen médical permettant d'évaluer l'activité électrique de la rétine en réponse à une stimulation lumineuse. Il est utilisé pour diagnostiquer diverses pathologies rétinienues et troubles visuels [25].

1.4.1. Principe de l'ERG

Lors de l'examen, des électrodes sont placées sur la cornée et autour de l'œil pour enregistrer les potentiels électriques générés par les cellules rétinienne (cônes et bâtonnets) lorsqu'elles sont stimulées par la lumière [26].

1.4.2. Types d'ERG

- **ERG standard** : Analyse la réponse globale de la rétine aux stimuli lumineux.
- **ERG multifocal** : Évalue l'activité rétinienne dans différentes zones de la rétine.
- **ERG scotopique** : Mesure l'activité des bâtonnets dans un environnement sombre.
- **ERG photopique** : Analyse la réponse des cônes sous une lumière intense.

1.5. Rétinopathie diabétique

La rétinopathie diabétique est la conséquence sur le fond d'œil et la vision du diabète. L'hyperglycémie (taux trop élevé de sucre dans le sang) de cette maladie touche l'ensemble des vaisseaux du corps humains et donc de nombreux organes comme le cœur, les reins et la rétine de chaque œil entre autres. Un suivi pluridisciplinaire du patient atteint de diabète est essentiel et passe donc par un examen chez l'ophtalmologiste au moins une fois par an [18] (figure1.6).

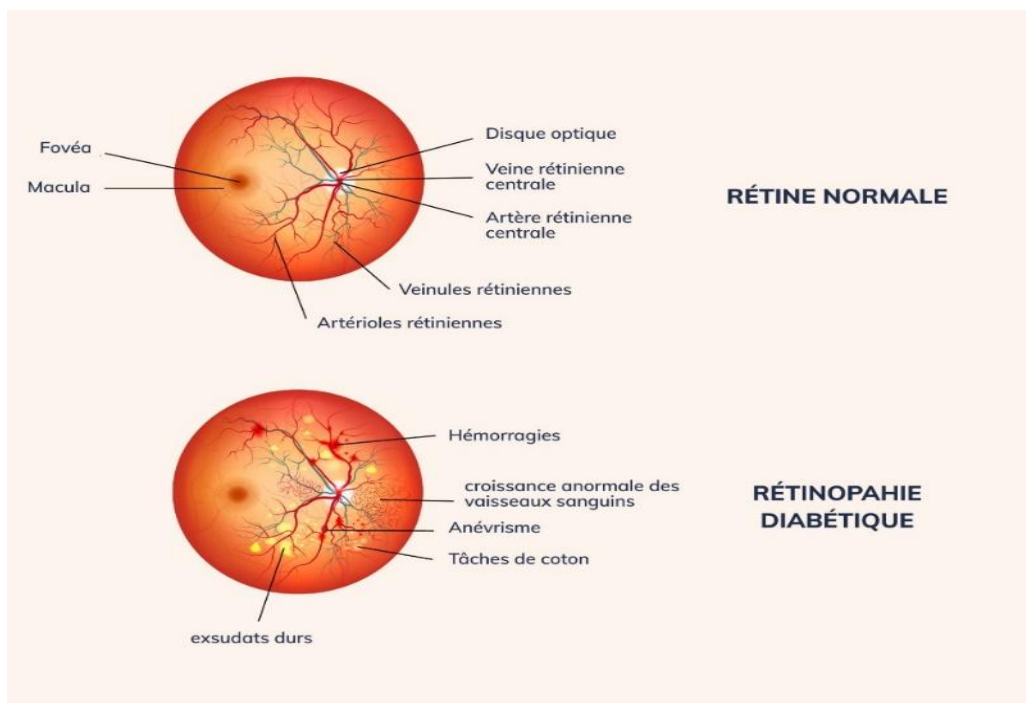


Figure 1.6 : Retinopathie-diabetique [18].

1.6. Traitement Laser en Ophtalmologie

Le traitement laser est une technique médicale utilisée pour corriger des anomalies oculaires, traiter certaines pathologies et améliorer la vision. Il repose sur l'utilisation d'un faisceau lumineux focalisé pour modifier ou détruire des tissus de l'œil de manière précise et contrôlée.

1.7. Principaux Types de Traitements Laser

Les lasers médicaux offrent une grande précision et une sélectivité tissulaire, ce qui les rend essentiels dans de nombreuses spécialités. En ophtalmologie, différents types de traitements laser sont utilisés selon la pathologie à traiter et l'effet recherché sur les tissus rétinien ou oculaires.

1.7.1. Laser pour la correction de la vision (chirurgie réfractive)

- LASIK (Laser-Assisted in Situ Keratomileusis) : Corrige la myopie, l'hypermétropie et l'astigmatisme en remodelant la cornée.
- PRK (Photo kératectomie réfractive) : Alternative au LASIK pour les cornées fines, enlève une fine couche de la cornée pour modifier la réfraction.
- SMILE (Small Incision Lenticule Extraction) : Technique plus récente et moins invasive pour corriger la myopie.

1.7.2. Laser pour le traitement des pathologies oculaires

- Laser YAG : Utilisé pour traiter la cataracte secondaire en supprimant l'opacification de la capsule du cristallin après une chirurgie de la cataracte.
- Laser Argon : Employé en rétinopathie diabétique, déchirures rétiniennes et glaucome pour coaguler les vaisseaux sanguins ou réduire la pression intraoculaire.
- Laser SLT (Trabéculoplastie Sélective au Laser) : Utilisé pour le traitement du glaucome en facilitant l'évacuation de l'humeur aqueuse.

1.7.3. Laser pour la rétine (photo coagulation rétinienne)

Permet de traiter les complications de la DMLA et les hémorragies rétiniennes. Aide à renforcer la rétine en cas de décollement débutant.

1.7.4. Avantages et Risques

1.7.4.1. Avantages

- Traitement rapide, précis et peu invasif.
- Récupération rapide dans la majorité des cas.
- Réduit le besoin de lunettes ou de lentilles de contact (pour la chirurgie réfractive).

1.7.4.2. Risques possibles

- Sécheresse oculaire temporaire.
- Sensibilité accrue à la lumière.
- Complications rares (infection, halos lumineux, fluctuations de vision).

Le traitement laser est généralement bien toléré et offre d'excellents résultats, mais il nécessite une évaluation médicale préalable pour vérifier l'éligibilité du patient.

1.8. Acquisition des signaux ECG et EOG

Afin d'acquies des signaux ECG et EOG si mutinement nous avons opté le power LAB et LAB-chart d'AD instrument.

AD Instruments est une entreprise spécialisée dans le développement d'équipements et de logiciels pour l'acquisition et l'analyse de signaux biologiques. Son matériel phare, le Power LAB, est un système d'acquisition qui convertit les signaux physiologiques analogiques en données numériques exploitables par LAB Chart. Ces outils sont couramment utilisés dans les laboratoires de recherche en physiologie et en neurosciences [3].

1.8.1. LAB Chart

LAB Chart est un logiciel développé par AD Instruments utilisé pour l'acquisition, l'affichage et l'analyse de signaux physiologiques en temps réel. Il permet de traiter divers signaux biomédicaux comme l'électrocardiogramme (ECG), l'électro-oculogramme (EOG), l'électromyogramme (EMG) et l'électroencéphalogramme (EEG). Grâce à ses outils de filtrage et de transformation des signaux, LAB Chart facilite l'étude des paramètres physiologiques dans les domaines de la recherche biomédicale et clinique [3] (figure1.7).

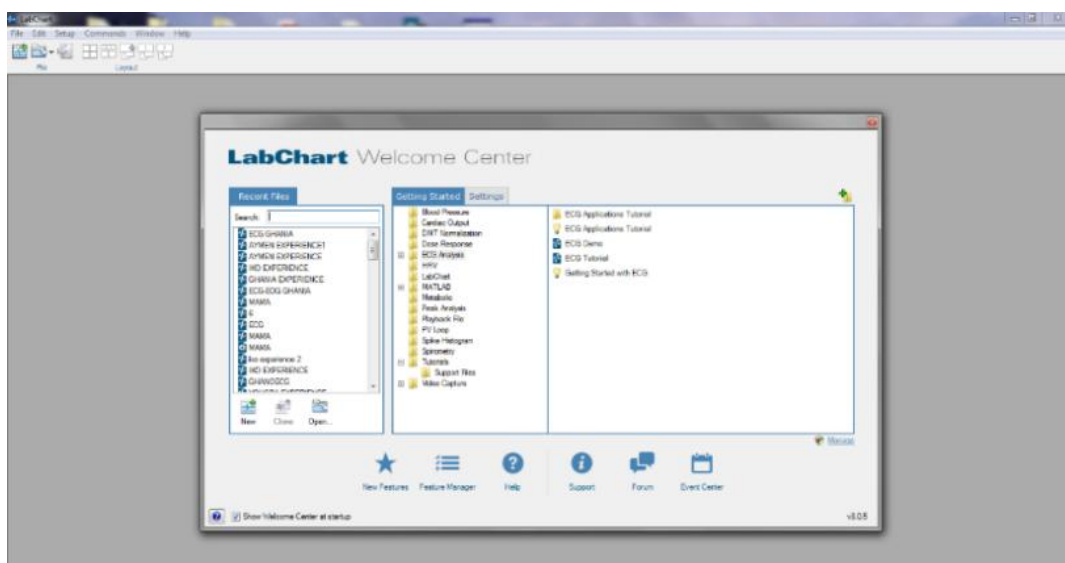


Figure 1.7 : LAB Chart [3].

1.8.2. Power LAB

Power LAB est un système d'acquisition de données conçu par AD Instruments. Il permet l'enregistrement, l'affichage, l'analyse et le traitement des signaux physiologiques en temps réel. Il est principalement utilisé dans les domaines de la recherche biomédicale, de l'enseignement et des études cliniques [3].

Le système Power LAB est composé de plusieurs éléments :

- **Un matériel d'acquisition** : Un boîtier avec des entrées analogiques et numériques pour connecter des capteurs et des électrodes.
- **Des logiciels compatibles** : **LAB Chart** et **LAB Tutor**, qui permettent de visualiser et d'analyser les signaux enregistrés.
- **Des capteurs et amplificateurs** : Pour mesurer divers signaux physiologiques comme l'ECG, l'EEG, l'EMG, la pression artérielle ou encore l'activité musculaire.

Grâce à sa précision et sa flexibilité, **Power LAB** est utilisé dans des domaines tels que la neurophysiologie, la cardiologie, la physiologie du sport et la pharmacologie [3] (figure1.8).



Figure 1.8 : Power LAB [3]

1.8.3. Les Électrodes

Une électrode est un capteur utilisé pour détecter ou transmettre un signal électrique entre un système biologique (comme le corps humain) et un appareil d'enregistrement ou de stimulation. Elles sont largement utilisées en médecine et en recherche pour mesurer des activités électriques, comme celles du cœur (ECG), du cerveau (EEG), des muscles (EMG) ou des yeux (EOG).

Les électrodes permettent de capter les variations de potentiel électrique générées par l'activité biologique et de les convertir en signaux exploitables pour le diagnostic, l'analyse ou le traitement médical. Elles sont souvent composées de matériaux conducteurs comme l'argent-chlorure d'argent (**Ag/AgCl**) pour assurer une bonne conductivité et limiter le bruit dans les mesures (figure1.8).



Figure 1.9 : Electrodes [3].

1.8.4. Types de Filtres Utilisés dans LAB Chart

Les filtres sont essentiels en traitement du signal pour améliorer la qualité des enregistrements et éliminer les bruits parasites. Le logiciel LAB-chart en intègre plusieurs.

1.8.4.1. Filtre Passe-Bas

- **Principe** : Laisse passer les basses fréquences et atténue les hautes fréquences.
- **Utilisation** : Réduction du bruit haute fréquence, comme les interférences musculaires sur un ECG ou un EOG.

1.8.4.2. Filtre Passe-Haut

- **Principe** : Laisse passer les hautes fréquences et atténue les basses fréquences.
- **Utilisation** : Suppression des dérives de base dues aux mouvements ou aux variations lentes du signal.

1.8.4.3. Filtre Passe-Bande

- **Principe** : Ne laisse passer qu'une plage spécifique de fréquences et élimine le reste.
- **Utilisation** : Extraction des fréquences utiles d'un signal, tout en supprimant le bruit haut et basse fréquence.

1.8.4.4. Filtre Notch (Réjecteur de Bande)

- **Principe** : Supprime une fréquence précise sans affecter le reste du signal.
- **Utilisation** : Élimination des interférences électriques du secteur (50 Hz ou 60 Hz selon la région).

1.9. Les Micromiroirs

Dans notre projet les signaux ECG et EOG seront utilisés pour contrôler (ON/OFF) de la source laser projeter sur le micro la réflexion de rayons laser modules sur la rétine.

Le DMD (Digital Micromirror Device) est un composant optique composé de milliers de micromiroirs orientables individuellement. Il permet de moduler spatialement un faisceau lumineux, en orientant chaque miroir pour réfléchir ou bloquer la lumière. Dans notre projet, le DMD est utilisé pour former plusieurs spots laser simultanés de photo coagulation, contrôlés en temps réel selon les signaux physiologiques comme l'ECG. Cette technologie offre une grande rapidité, précision et flexibilité, sans pièces mécaniques mobiles [27].

1.9.1. Caractéristiques et Fonctionnement

- Chaque micromiroir est une surface réfléchissante mobile, montée sur une charnière microscopique, capable de s'incliner selon des angles précis.
- Ils sont contrôlés électriquement pour orienter la lumière dans différentes directions.
- Dans les projecteurs DLP (Digital Light Processing), des milliers à des millions de micromiroirs redirigent la lumière pour former une image sur un écran.

1.9.2. Applications

- **Affichage et projection** : Vidéoprojecteurs, affichage numérique haute résolution.
- **Imagerie biomédicale** : Scanners optiques et microscopes adaptatifs.
- **Télécommunications** : Commutation optique dans les réseaux de fibres optiques.
- **Astronomie** : Correction des aberrations optiques dans les télescopes.

Les micromiroirs représentent une avancée technologique clé en optoélectronique et en traitement de la lumière, offrant des solutions compactes et précises dans de nombreux domaines (figure1.10).

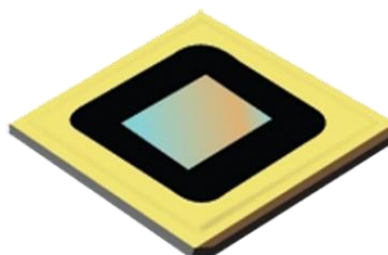


Figure 1.10 : Micromiroir [27].

1.10. Conclusion

L'étude de l'activité électrique du cœur et de l'œil repose sur des technologies avancées permettant de capter et d'analyser des signaux physiologiques. L'ECG et l'EOG sont des outils indispensables pour le diagnostic et la recherche biomédicale. Grâce à des systèmes comme Power LAB et des logiciels tels que LAB-Chart, il est possible d'enregistrer ces signaux et d'appliquer des filtres pour améliorer leur qualité. Afin de mettre en évidence de la corrélation entre les signaux ECG et EOG d'une même personne nous entreprenons, dans le chapitre suivant de développer des méthodes pour analyser les signaux d'une base de données ECG et EOG que nous avons créé nous-même entre utilisant power LAB.

Chapitre 2 Méthodologie d'acquisition et analyse ECG et EOG

2.1. Introduction

Pendant la photo coagulation laser de la rétine, un mauvais positionnement du laser à cause de mouvements involontaires de l'œil peut endommager des parties saines de la rétine. Une des causes des mouvements de la rétine étant les battements cardiaques, notre projet a pour but de mettre en évidence la corrélation entre les signaux ECG et EOG. Pour le contrôle de la mise en marche/arrêt du laser.

Dans ce chapitre nous présentons les étapes de création d'une base de données des signaux EOG, ECG les méthodes d'analyse, filtrage et corrélation. Nous développons suite un système de contrôle par Arduino et la source laser (afin de sécuriser la photo coagulation retienne).

2.2. Etapes de développement du système de contrôle de la source laser

Le diagramme de la figure 2.1 dessous résume les étapes de développement du système de contrôle d'activation de la source laser durant la photo coagulation rétinienne, nous commençons par l'acquisition de signaux ECG et EOG de plusieurs individus à l'aide des systèmes power LAB de AD instruments. Après des prétraitements préliminaires, sur LAB-Chart (AD Instruments), ces signaux sont transmis à MATLAB, ou ils sont soumis à une corrélation et filtrages divers, ainsi qu'une détection des pics R et un seuillage des signaux EOG.

L'analyse des signaux obtenus à l'issue de ces actions, permet d'élaborer la stratégie et le système de contrôle de la source laser(figure2.1).

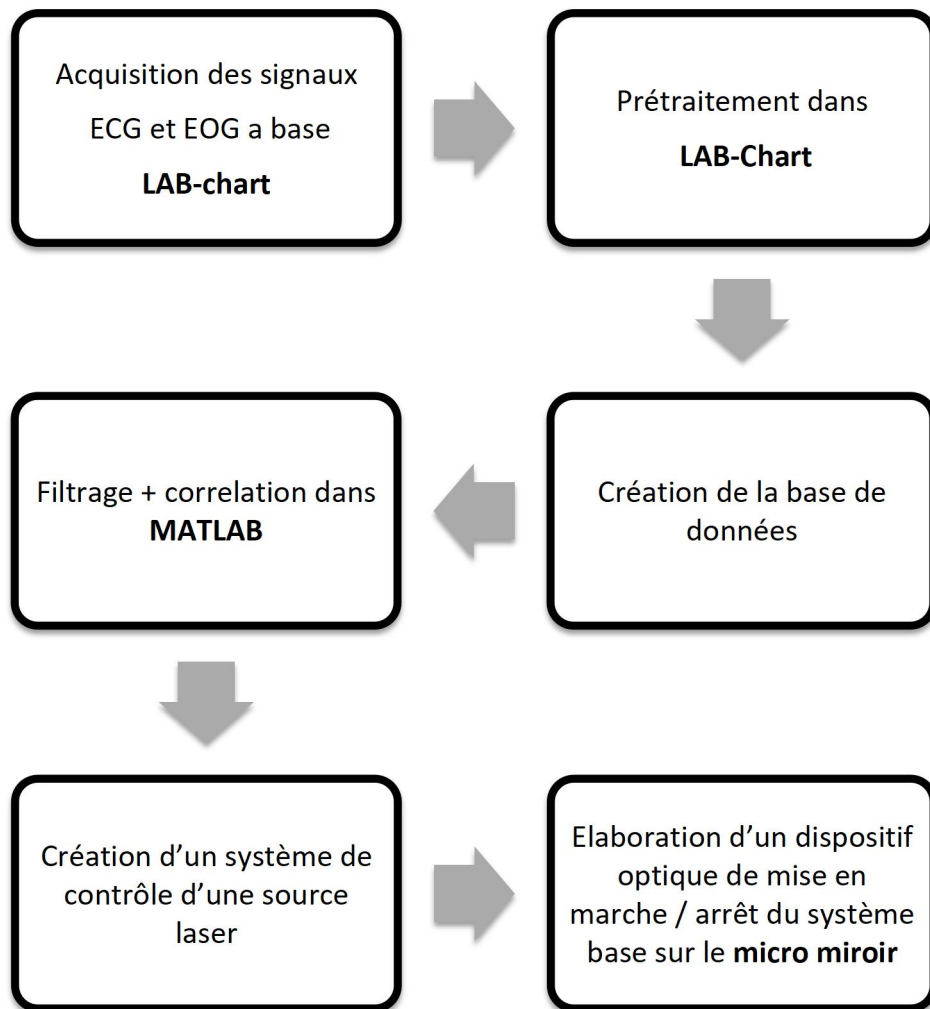


Figure 2.1 : Schéma bloc des étapes du système optique.

2.3. Création de la base de données des signaux ECG-EOG

Afin de déterminer si une corrélation entre les signaux ECG et EOG existe (mouvement de l'œil causés par les impulsions cardiaques), nous entreprenons d'acquérir des signaux ECG et EOG de plusieurs personnes. La base de données ainsi constituée pourra alors être étudiée.

2.4. Acquisition des signaux ECG et EOG

Dans ce projet, les signaux ECG (électrocardiogramme) et EOG (électrooculogramme) ont été acquis grâce au système Power-LAB et au logiciel LAB Chart. Le processus repose sur la conversion analogique-numérique (CAN), qui transforme les signaux biologiques analogiques en données numériques traitables par un ordinateur.

2.4.1. Placement des électrodes

Pour le signal ECG, les électrodes ont été placées selon une configuration standard une électrode positive sur le bras gauche, une électrode négative sur le bras droit, et une électrode de référence (ou masse) sur la jambe gauche comme illustré dans la figure 2.2.



Figure 2.2 : Placement des électrodes ECG.

Pour l'EOG, deux électrodes ont été positionnées à proximité des yeux : l'une sur le côté externe de l'œil droit (tempe) et l'autre sur le côté externe de l'œil gauche, permettant de détecter les mouvements horizontaux du regard (figure 2.3).

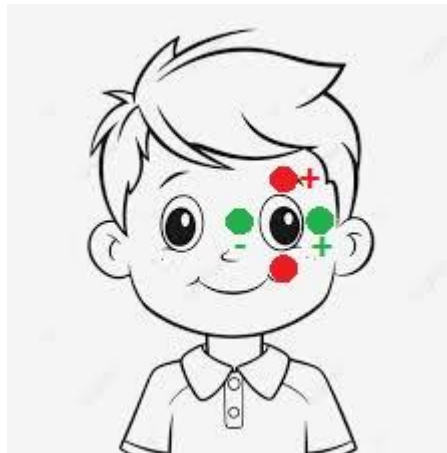


Figure 2.3 : Placement des électrodes EOG.

Le signal est mesuré à une fréquence de 1000 Hz, soit un point toutes les 1 ms, ce qui permet de capturer fidèlement les variations rapides des signaux physiologiques.

Chaque point échantillonné est converti en une valeur numérique selon la résolution du convertisseur CAN, ce qui discrétise l'amplitude du signal.

Les données sont affichées en temps réel dans LAB Chart, puis enregistrées pour un traitement ultérieur, notamment sous MATLAB.

Ainsi, l'acquisition on utilisent les électrodes, conversion via Power-LAB et affichage LAB Chart permet de convertir efficacement les signaux physiologiques en données numériques exploitables pour l'analyse et la détection d'événements caractéristiques tels que les pics R (ECG) ou les mouvements oculaires (EOG).

La figure2.4 illustre l'interface du logiciel LAB-Chart, utilisée pour l'acquisition des signaux physiologiques tels que l'ECG et l'EOG, avant leur exportation vers MATLAB pour traitement et analyse.

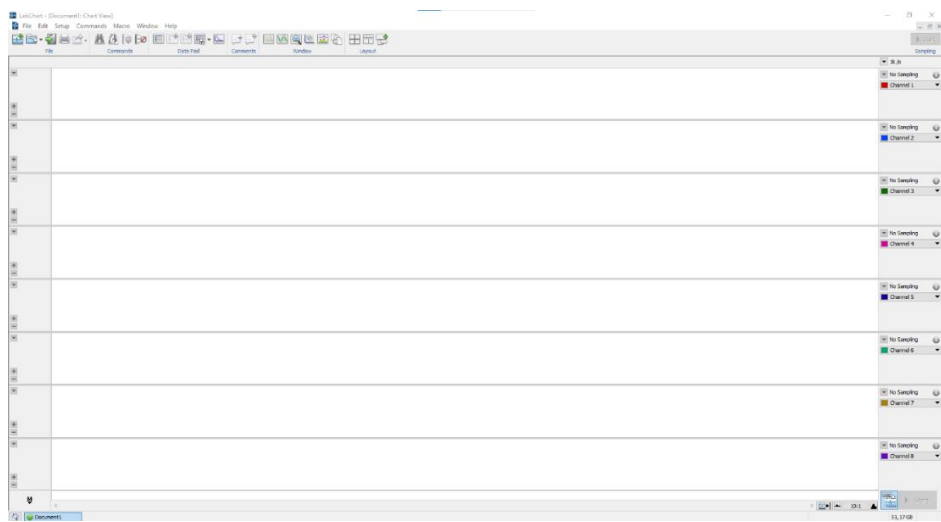


Figure 2.4 : interface graphique AD instrument pour l'acquisition des signaux.

2.4.2. Choix du sujet

Un échantillon constitué de personnes des âges, des sexes et des conditions médicales différents ont été choisis aléatoirement pour participer à la collecte des échantillons de signaux ECG et EOG (figure2.5)

NOM	PRENOM	DATE DE NAISSANCE	Maladie	Fichier LAB CHART READER	Fichier.TXT
BOUGHERIRA	NADIA	01/10/1964	DMLA	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
ESSID	IKRAM	18/08/2001	cas normal	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
KAKOOZA	RASHIDA	01/04/1998	cas normal	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
MED-HACENE	LEILA	01/04/1974	diabete /goitre /tension /insuffisance renale	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
MED-HACENE	MERIEH	11/07/1997	cas normal	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
Rait	SAMIRA	08/12/1975	tension	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
Rait	CHAFIKA	25/03/1977	epanchement pericardique	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
SAMET	SAIDA	20/09/2002	cas normal	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic
SEIFA	RANIA	13/04/2002	cas normal	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
TOUBIA	SERINE	13/11/2002	cas normal	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE	..\Users\user\Desktop\EXPERIENCE YOUSRA
HADJ-ALLAH	Fella	17/12/1999	cas normal	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic
MELLAS	LILYA	20/12/1999	cas normal	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic
DROUICHE	ILHAM	05/09/2001	cas normal	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic
BELLAOUICHA	NOUFEL	10/10/2002	cas normal	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic	..\EXPERIENCE YOUSRA ECG-EOG\fic

Figure 2.5 : Exemple de la base de données.

2.4.3. Déterminer la fréquence cardiaque

Dans cette étude, le signal ECG a été acquis à l'aide du système Power LAB et du logiciel LAB-Chart, avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz. Cette valeur a été choisie car elle respecte largement le théorème de Nyquist-Shannon, qui stipule que pour éviter le repliement fréquentiel, la fréquence d'échantillonnage doit être au minimum deux fois supérieure à la fréquence maximale contenue dans le signal. Étant donné que les composantes significatives du signal ECG se situent généralement entre 0,05 Hz et 150 Hz, une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz permet de garantir une reconstruction fidèle du signal. La fréquence de Nyquist associée à cet échantillonnage est donc de 500 Hz. Cela permet de capter avec précision les variations rapides du signal ECG, notamment les pics R, essentiels pour le calcul de la fréquence cardiaque. Cette dernière est déterminée à partir de l'intervalle RR, c'est-à-dire le temps écoulé entre deux pics R successifs. Par exemple, si cet intervalle est de 0,8 seconde, cela correspond à une fréquence cardiaque de $\frac{60}{0,8} = 75$ battements par minute (bpm).

2.5. Prétraitement LAB-chart des signaux ECG et EOG

Afin d'améliorer la qualité des signaux enregistrés et de réduire les interférences, un prétraitement par filtrage a été appliqué directement dans le logiciel LAB Chart à tous les signaux acquis. Nous avons procédé à deux filtrages :

- **Filtrage du signal ECG**
Un filtre passe-bande (0,1–30 Hz) a été appliqué pour éliminer les bruits et interférences tout en conservant les composantes utiles du signal cardiaque.
- **Filtrage du signal EOG**
Un filtre passe-bas à 30 Hz a été utilisé pour supprimer les parasites et conserver les variations lentes liées aux mouvements oculaires.

2.5.1. Export des signaux vers Matlab

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, les signaux physiologiques, notamment l'électrocardiogramme (ECG) et l'électrooculogramme (EOG), ont été initialement acquis à l'aide du logiciel LAB-Chart, largement utilisé en milieu biomédical pour l'enregistrement et la visualisation des signaux biologiques. Afin de permettre leur traitement et leur analyse dans un environnement plus flexible comme MATLAB, une étape d'exportation est nécessaire. Théoriquement, cette exportation consiste à convertir les données enregistrées dans LAB-Chart en un format texte(.TXT), ce qui permet de préserver les informations temporelles et les valeurs d'amplitude des signaux ECG et EOG. Cette opération se fait en sélectionnant les canaux

correspondant aux signaux souhaités, puis en utilisant la fonction d'exportation intégrée de LAB-Chart (figure2.6).



Figure 2.6 : Procédure d'exportation depuis LAB-Chart vers un fichier texte.

2.6. Traitement des signaux dans MATLAB

Dans MATLAB, nous avons développé un programme qui admet en entrée les données acquises et prétraitées par **LAB-Chart**, et fournit en sortie : une **plage de seuillage** pour les signaux **EOG**, une **analyse de corrélation** entre les signaux EOG et ECG, ainsi que la **détection des pics R** via l'algorithme Pan-Tompkins du signal **ECG**, dans le but de contrôler l'activation et la désactivation du laser (figure2.7).

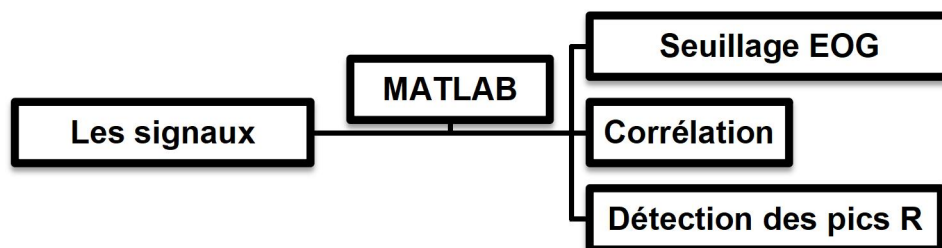


Figure 2.7 : Procédure de traitement dans MATLAB.

2.6.1. Seuillage

Pour garantir un déclenchement sécurisé et précis du laser, des plages de seuillage ont été définies pour les signaux EOG. Le signal vertical (canal 2) doit rester compris entre 0.44 mV et 0.59 mV, tandis que le signal horizontal (canal 3) doit se situer entre -0.793 mV et -0.675 mV. Ces plages ont été déterminées à partir de mesures normalisées et permettent d'assurer que le regard du patient reste stable. Toute sortie de ces plages indique un mouvement oculaire ou un artefact, ce qui empêche l'activation du laser pour des raisons de sécurité. Il est important de noter que le seuillage utilisé ici est fixe et non dynamique, ce qui

implique que les seuils ne s'adaptent pas en temps réel aux variations individuelles.

2.6.2. Corrélation entre signal ECG et EOG

Pour analyser la relation temporelle entre l'activité cardiaque (ECG) et les mouvements oculaires (EOG), une corrélation croisée a été appliquée. Bien que l'algorithme ait été initialement implémenté manuellement à des fins pédagogiques, la méthode retenue dans le traitement final repose sur la fonction optimisée `xcorr` de MATLAB, plus efficace en termes de rapidité, de normalisation et de stabilité numérique.

La corrélation croisée permet de mesurer la similarité entre deux signaux décalés dans le temps, et ainsi d'identifier les instants où une coïncidence significative se produit entre les événements ECG et EOG.

Sur le plan mathématique, la corrélation croisée discrète entre deux signaux $x[n]$ (par exemple ECG) et $y[n]$ (par exemple EOG) est définie par :

$$R_{xy}[k] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] \times y[n + k]$$

2.6.3. Algorithme Pan-Tompkins

Dans ce travail, nous avons utilisé le filtrage Pan-Tompkins qu'est une méthode efficace pour détecter les pics R dans le signal ECG. Il commence par un filtrage en bande passante (0,5–50 Hz) pour éliminer le bruit tout en conservant les composantes utiles. Ensuite, une dérivation met en évidence les transitions rapides du complexe QRS. Le signal dérivé est ensuite mis au carré pour accentuer les pics R et réduire l'influence du bruit. Enfin, une intégration par moyenne mobile est appliquée pour lisser le signal et obtenir une enveloppe représentant l'énergie du QRS (figure2.8) [2].

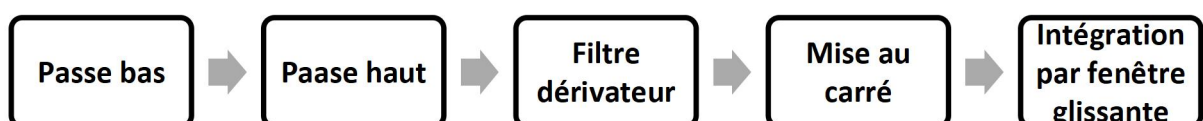


Figure 2.8 : Diagramme fonctionnel de la phase de prétraitement de l'algorithme de Pan-Tompkins [2].

2.7. Création de la base de données

Afin de structurer les données collectées dans le cadre de ce projet, une base de données a été conçue sous forme d'un fichier Excel. Chaque ligne de ce fichier représente un patient et contient plusieurs colonnes essentielles : le nom, le prénom, la date de naissance, ainsi que le type de pathologie identifiée (par exemple, arythmie, bradycardie, ou autre trouble cardiaque). Deux colonnes supplémentaires permettent de lier directement chaque patient à ses enregistrements physiologiques : une première contient le nom du fichier texte (.txt) prétraité, contenant les données numériques des signaux (ECG et EOG), tandis que la seconde fait référence au fichier LAB-Chart original, utilisé pour la visualisation brute et l'exportation des signaux. Cette organisation permet un accès rapide et centralisé aux informations cliniques et techniques, facilitant à la fois l'analyse et le suivi des patients tout au long du projet.

2.8. Elaboration d'un dispositif optique de mise en marche / arrêt du système basé sur le micro miroir

En nous basant sur l'analyse des signaux ECG et EOG, et de leur corrélation la solution que nous avons retenue pour que le laser n'endommage pas les zones sensibles de la rétine, et de contrôler la mise en marche/arrêt du laser par la valeur de l'amplitude de l'onde R de l'ECG. Nous verrons les résultats détaillés dans le chapitre suivant.

2.9. Principe de photo coagulation multisport par un faisceau laser modulé par les micromiroirs

Le système de la photo coagulation multisports par un faisceau laser modulé par des micromiroirs est développé au niveau de l'équipe bio-rétine du laboratoire IATs du département électronique.

Une source laser collimatée est modulée par des micromiroirs en un faisceau laser réfléchi et projeté sur la rétine.

L'image noir et blanc affichée sur le DMD est le résultat de la segmentation d'un d'œil représente les spots et positions des micro anévrisme (dans le cas de la rétinopathie diabétique)

Le faisceau laser modulé atteint donc ces spots simultanément et avec une grande précision (figure.2.9).

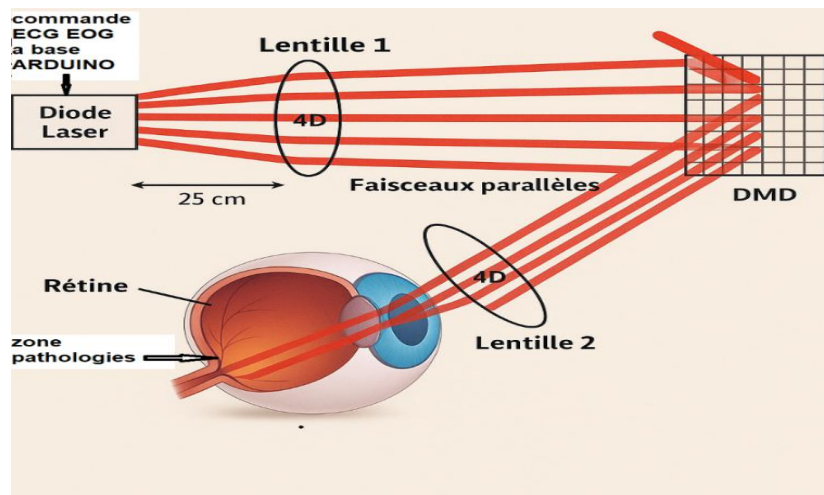


Figure 2.9 : Système optique : incidence du faisceau laser sur le DMD.

2.9.1. Motivation

Les battements cardiaques (les pics du signal ECG) peuvent créer un déplacement de la rétine lors de la photo coagulation par laser. Le mouvement de l'œil provoque un mauvais positionnement du faisceau laser réfléchis par les micromiroirs. L'atteinte de tissus saines par laser peut endommager gravement la rétine.

2.9.2. Solution propose

Le contrôle du mouvement de l'œil n'étant pas possible nous avons proposé d'éteindre la source laser dès que l'amplitude des signaux cardiaque dépasser une certaine valeur (définies par observation et d'analyse des signaux ECG suivis d'un pic EOG vertical et horizontal).

Un patient sous photo coagulation laser est donc soumis à l'ECG. Le signal cardiaque contrôle l'interrupteur ON/Off de la source laser.

2.10. Conception du dispositif d'activation de la source laser

Le patient traité par photo coagulation est soumis à l'ECG. À ce stade, notons que l'ECG est acquis par le Power LAB d'AD Instruments. Le signal recueilli est ensuite transmis à Matlab pour la détection des pics ECG et l'amplitude maximale limite pouvant générer un pic EOG vertical ou horizontal (figure 2.10). Le microcontrôleur de la carte Arduino Uno génère le signal d'activation en direction de la source laser.

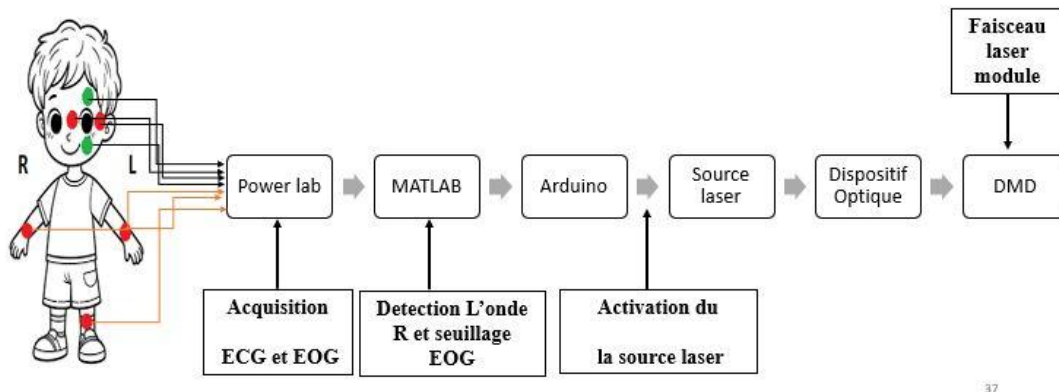


Figure 2.10 : Schéma de traitement du signal ECG/EOG pour le contrôle d'un faisceau laser.

Le diagramme ci-dessous illustre le processus en détail l'activation et la désactivation de la source laser (figure 2.11).

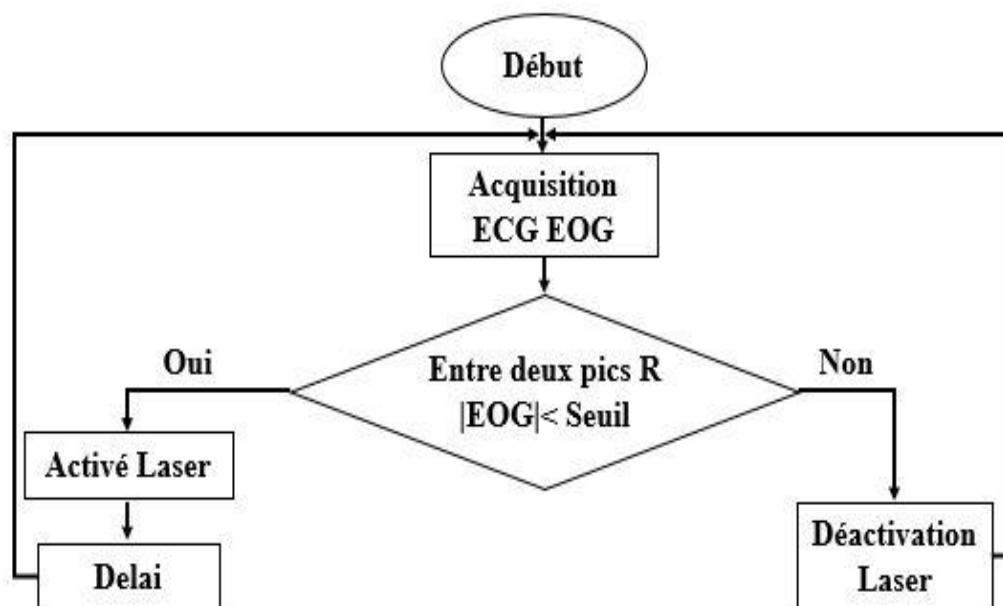


Figure 2.11 : organigramme de contrôle d'activation/désactivation du laser.

2.11. Dispositif optique pour projection du faisceau laser sur DMD

Afin de tester notre système d'activation de la source laser dans les conditions expérimentales de photo coagulation par laser, nous avons opté pour la mise en œuvre de l'expérience optique suivante, élaborée autrefois par l'équipe Bio rétine.

L'objectif du système optique [figure (2.11)] est de projeter un faisceau laser parallèle sur le dispositif à micromiroirs (DMD), afin d'appliquer le laser sur des zones précises de la scène cible, et également de contrôler la mise en marche ou l'arrêt du faisceau en fonction de conditions spécifiques.

Afin de définir les caractéristiques du système optique, le [Tableau 1] présente les paramètres sélectionnés ainsi que les justifications associées à chacun d'eux.

Paramètres	Valeur choisie	Justification
Focale (f)	f=25 cm (0.25m)	Pour obtenir un faisceau parallèle, on place la source a la distance focale
Puissance optique (P)	4 D	$P = \frac{1}{f} = \frac{1}{0.25} = 4D$ (Dioptries)
Type de lentilles	Sphérique convergente	Rendre parallèle et concentrer le faisceau
Diamètre	≥ 25 mm	Peut contenir l'ensemble du faisceau et est disponible chez l'opticien
Matériau	Verre ou plastique optique	Bonne qualité de transmission

Tableau 2.1 : Paramètres optiques pour la projection du faisceau sur le DMD.

➤ La focale

Chaque lentille utilisée dans le système optique possède une longueur focale notée f. Lorsqu'un faisceau laser est placé à une distance égale à cette focale devant la lentille, le faisceau sortant devient collimé, c'est-à-dire parallèle à l'axe optique. Ainsi, pour obtenir un faisceau laser parallèle, le positionnement optimal du laser est à une distance f=25cm de la lentille. Le choix de cette focale a été motivé par plusieurs critères :

- Elle ne nécessite pas un grand espace d'installation dans le laboratoire ;
- Ce type de lentille est facilement disponible chez les fournisseurs d'optique ;
- Le système reste équilibré, compact et facile à aligner.

Afin d'évaluer les conséquences pratiques de différentes longueurs focales, le **Tableau 2** présente une comparaison entre les avantages et les inconvénients des focales très longues et très courtes.

f très longue	f très courte
Nécessite un grand espace dans labo	Lentille très puissante
Stabilité difficile (vibration)	Très sensible

Tableau 2.2 : Comparaison des effets pratiques d'une focale très longue et très courte dans un montage optique.

➤ Puissance optique

La dioptrie est l'unité de mesure de la puissance optique d'une lentille. Elle est définie par la relation suivante :

$$D = \frac{1}{f}$$

Où :

- D est la puissance optique en dioptries (δ),
- f est la distance focale exprimée en mètres.

Cela signifie qu'une lentille de 4 dioptries à une distance focale de :

$$f = \frac{1}{4} = 0.25m = 25cm$$

Lorsqu'un faisceau laser est placé à cette distance devant la lentille, le faisceau sortant devient parallèle, ce qui est idéal pour une projection précise sur un dispositif optique.

➤ Fabrication des lentilles

La puissance optique d'une lentille mince peut également être calculée à partir de ses paramètres géométriques à l'aide de la formule des opticiens (figure1.12) :

$$P = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right)$$

Où :

- P est la puissance en dioptries.
- n indice de réfraction du matériau (verre=1.5).
- R rayons de courbure des surfaces.

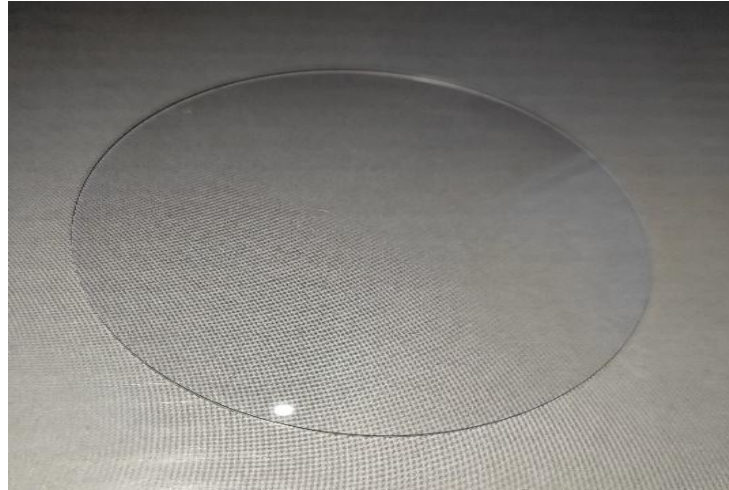


Figure 2.12 : Lentille.

2.12. Description système optique

La [Figure 2.13] illustre le montage optique complet, composé :

D'une source laser, d'une lentille convergente de 4 dioptries (soit une focale de 25 cm), et d'un dispositif à micromiroirs (DMD), placé de manière à recevoir un faisceau parallèle.

L'ensemble du système est installé sur un rail optique de 500 mm, offrant une configuration alignée, stable et ajustable. Chaque composant (laser, lentille, DMD) peut être réglé en hauteur et en position longitudinale pour assurer un alignement optimal du faisceau lumineux, condition essentielle pour un fonctionnement fiable du DMD.

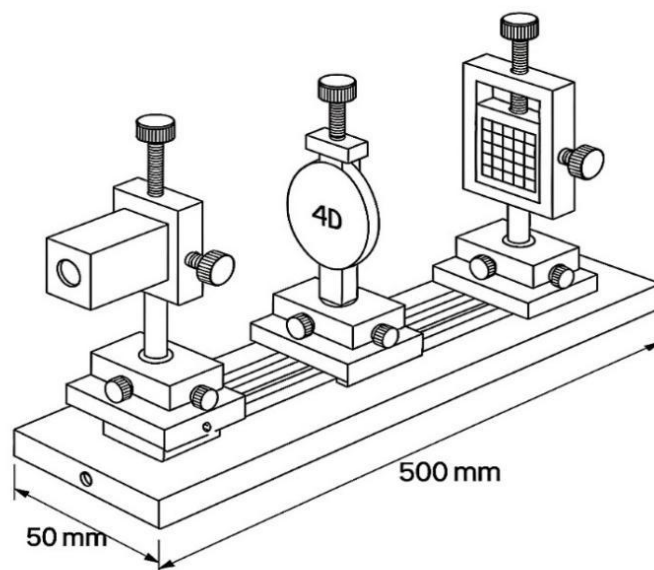


Figure 2.13 : Montage optique pour la projection d'un faisceau laser parallèle à travers une lentille de 4 dioptries vers un DMD.

2.13. Conclusion

Dans ce chapitre, nous présentons les étapes réalisées pour l'acquisition et le traitement des signaux physiologiques nécessaires à notre projet. Les signaux ECG et EOG ont été enregistrés à l'aide du logiciel LAB-Chart, puis exportés pour être traités sous MATLAB. Un prétraitement a été appliqué aux signaux dans le but d'améliorer leur qualité et de faciliter l'analyse. Cette étape comprend notamment le nettoyage des données et leur préparation pour les traitements numériques. Une fois les signaux prétraités, une analyse par autocorrélation croisée a été effectuée à l'aide de MATLAB afin d'étudier les relations temporelles entre le signal ECG et les deux composantes du signal EOG (horizontale et verticale). Cette analyse permet d'établir la présence de corrélations ou d'influences entre les deux types de signaux. Dans le chapitre suivant, nous mettons en œuvre la méthodologie que nous avons décrite, ainsi que les résultats obtenus.

Chapitre 3 Implémentation et résultats

3.1. Introduction

Ce chapitre décrit l'implémentation des différentes expériences, commençant par l'acquisition des signaux ECG et EOG par Power LAB puis leur traitement au niveau de LAB-chart et MATLAB, et enfin leur utilisation pour la commande de l'activation de la source laser. Des résultats relatifs à chacune des expériences sont également donnés.

3.2. Acquisition des signaux ECG et EOG par power LAB et enregistrement par LAB-Chart

Dans le cadre de ce projet, les signaux électrocardiogramme (ECG) et électrooculogramme (EOG) ont été acquis à l'aide d'électrodes de surface placées directement sur mon propre corps, dans le but de réaliser une acquisition réelle et personnalisée des signaux physiologiques. Pour l'ECG, une configuration standard en dérivation de type Lead I a été adoptée. Trois électrodes ont été utilisées : la première placée sur la main droite, la deuxième sur la main gauche, et la troisième sur la jambe gauche (utilisée comme électrode de référence ou de mise à la terre). Cette configuration permet de capter le signal électrique cardiaque à travers les membres, notamment les ondes P, QRS et T, nécessaires à la détection des pics R. Pour le signal EOG, un total de quatre électrodes a été positionné autour de l'œil, afin d'enregistrer les mouvements oculaires dans les deux directions (horizontale et verticale). Deux électrodes ont été placées horizontalement, de part et d'autre des tempes (côté droit et côté gauche), permettant de détecter les mouvements oculaires latéraux (gauche ↔ droite). Deux autres électrodes ont été placées verticalement, l'une au-dessus de la paupière et l'autre en dessous de l'œil, afin de capter les mouvements verticaux (haut ↑ bas). Cette configuration en croix assure une sensibilité maximale aux artefacts oculaires dans les deux axes. Les signaux acquis ont été enregistrés en temps réel à l'aide du système Power LAB connecté au logiciel LAB-Chart, qui permet un affichage continu, une configuration du filtrage, et une sauvegarde des données. La figure 3.1 montre le placement réel des électrodes ECG et EOG tel qu'appliqué durant les séances d'acquisition.



Figure 3.1 : Placement réel des électrodes.

Les signaux physiologiques (ECG, EOG vertical et EOG horizontal) ont été enregistrés à l'aide du logiciel LAB-Chart, connecté à un système d'acquisition compatible Power LAB (figure3.2).

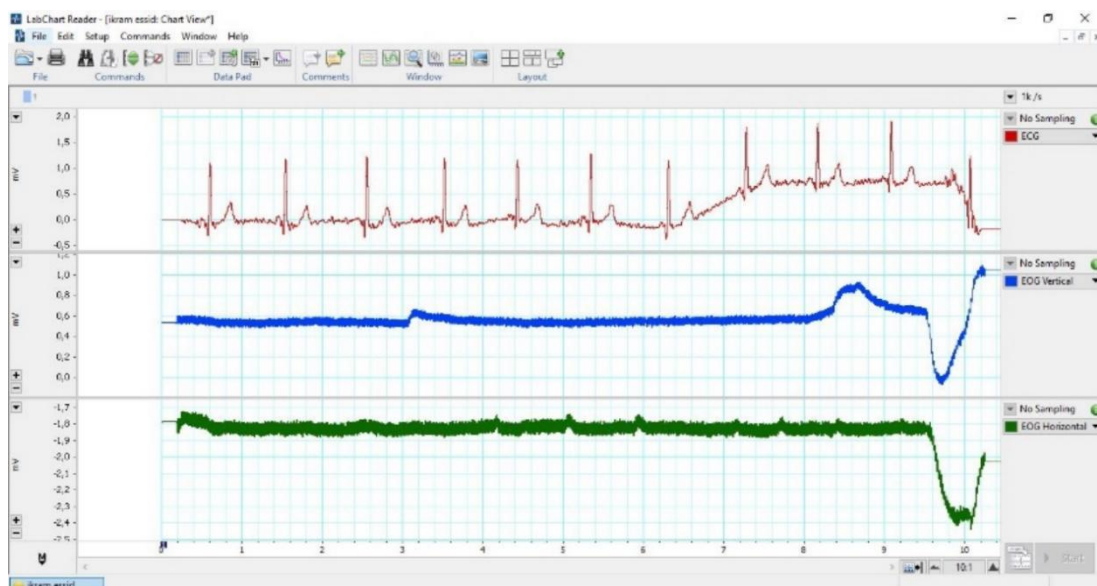


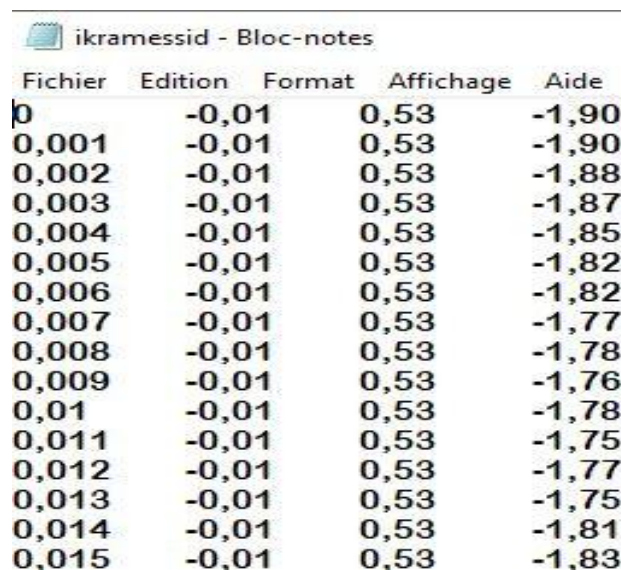
Figure 3.2 : Lecture des signaux dans LAB-Chart.

Une fois l'enregistrement des signaux ECG et EOG terminé dans le logiciel **LAB-Chart**, les données ont été exportées au format texte (.txt) à l'aide de la fonction

"Export As Text". Cette méthode permet d'obtenir un fichier brut contenant les valeurs numériques échantillonnées de chaque signal en fonction du temps. Le fichier texte ainsi généré comporte plusieurs colonnes organisées comme suit :

- La **première colonne** représente le **temps (en secondes)**.
- La **deuxième colonne** contient les valeurs du **signal ECG (en millivolts)**.
- La **troisième colonne** correspond au **signal EOG vertical (en millivolts)**.
- La **quatrième colonne** contient le **signal EOG horizontal (en millivolts)**.

Ce format structuré facilite l'exploitation et l'analyse des signaux dans des environnements **MATLAB**, où des traitements numériques peuvent être appliqués (filtrage, détection de pics, visualisation, etc.). La figure 3.3 montre un extrait du fichier texte obtenu.



Fichier	Edition	Format	Affichage	Aide
0	-0,01	0,53	-1,90	
0,001	-0,01	0,53	-1,90	
0,002	-0,01	0,53	-1,88	
0,003	-0,01	0,53	-1,87	
0,004	-0,01	0,53	-1,85	
0,005	-0,01	0,53	-1,82	
0,006	-0,01	0,53	-1,82	
0,007	-0,01	0,53	-1,77	
0,008	-0,01	0,53	-1,78	
0,009	-0,01	0,53	-1,76	
0,01	-0,01	0,53	-1,78	
0,011	-0,01	0,53	-1,75	
0,012	-0,01	0,53	-1,77	
0,013	-0,01	0,53	-1,75	
0,014	-0,01	0,53	-1,81	
0,015	-0,01	0,53	-1,83	

Figure 3.3 : Fichiers texte exporté depuis LAB-Chart.

3.3. Traitement des signaux dans Matlab

Le traitement des signaux physiologiques dans **MATLAB** repose sur une série d'étapes successives, chacune jouant un rôle clé dans l'analyse et l'exploitation des données issues des capteurs ECG et EOG. Ces opérations sont organisées de manière à préparer, filtrer et interpréter les signaux, en vue de déclencher automatiquement l'activation d'une source laser.

Tout d'abord, les signaux bruts sont **lus** à partir d'un fichier texte. Ensuite, une **normalisation** est appliquée pour ramener les amplitudes dans une plage de valeurs standard. Le signal ECG est ensuite soumis à un **filtrage** adapté afin de supprimer le bruit et d'isoler les composantes pertinentes. Une **détection des pics R** est effectuée pour repérer les événements cardiaques caractéristiques.

Parallèlement, les signaux EOG sont analysés pour détecter les mouvements oculaires, et une **corrélation** est réalisée entre l'activité cardiaque (ECG) et oculaire (EOG) afin de synchroniser les événements. Enfin, une **condition logique** est évaluée : si à la fois un pic R est détecté et qu'un mouvement oculaire significatif est présent, alors l'**activation de la source laser** est déclenchée. Ce processus est résumé dans l'organigramme ci-dessous (figure 3.4).

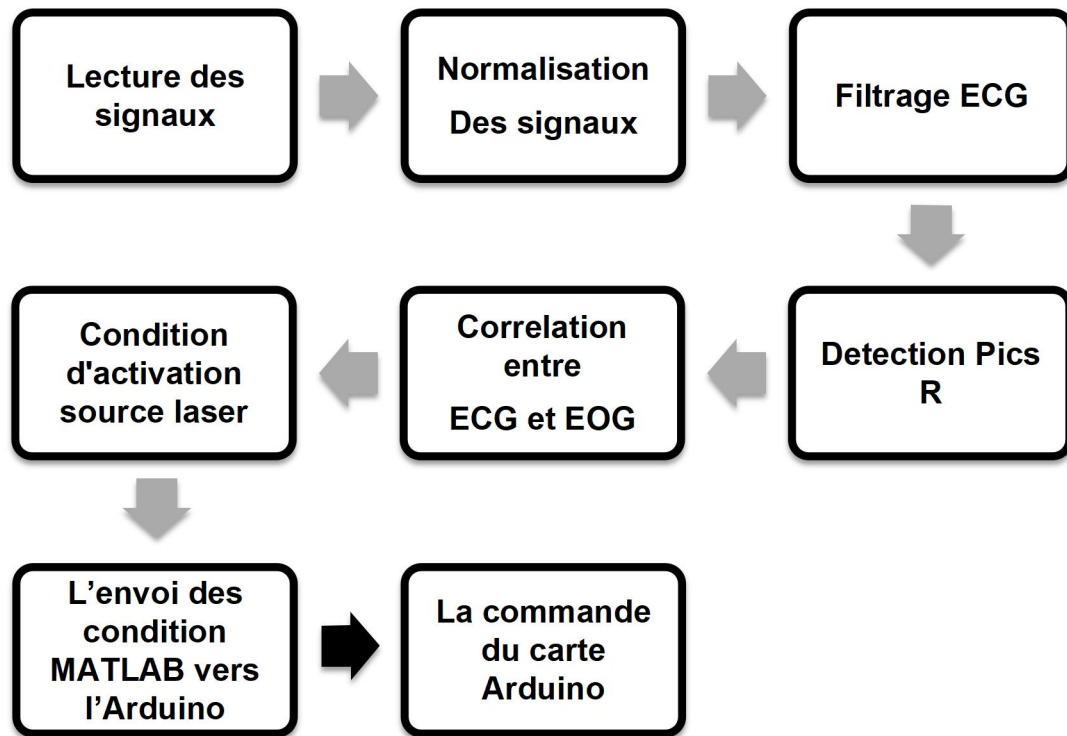


Figure 3.4 : Organigramme du traitement des signaux ECG et EOG dans MATLAB.

3.3.1. Lecture des signaux

Les signaux ECG et EOG, précédemment enregistrés et exportés depuis LAB-Chart au format texte (.txt), ont été importés dans **MATLAB** pour affichage et traitement. Le fichier texte a été ouvert à l'aide des fonctions d'importation standards de MATLAB, ce qui a permis de charger les données sous forme de matrices. Chaque colonne représentant un type de signal (temps, ECG, EOG vertical, EOG horizontal), il a été possible de visualiser rapidement les courbes correspondantes à l'aide de la fonction plot, facilitant ainsi l'analyse graphique des signaux physiologiques (figure 3.5)

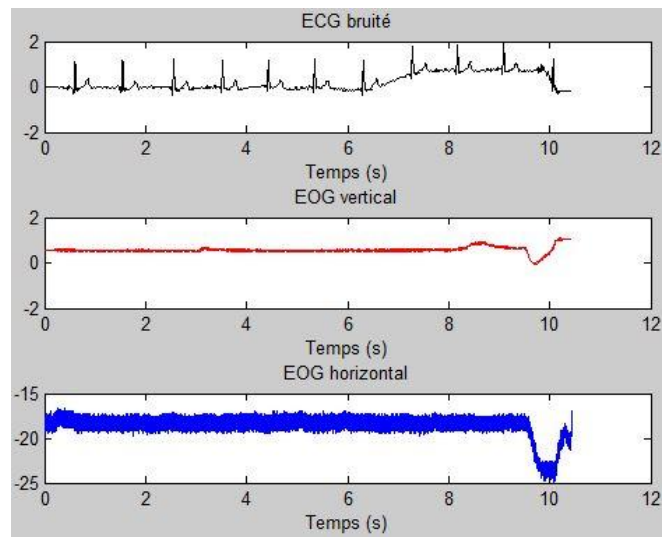


Figure 3.5 : Lecture des signaux.

3.3.2. Normalisation des signaux

Avant tout traitement, les signaux bruts des trois canaux (ECG, EOG vertical, EOG horizontal) sont normalisés afin de ramener leurs amplitudes dans une plage commune, facilitant ainsi les étapes ultérieures de filtrage et de détection. La normalisation est réalisée en divisant chaque signal par sa valeur absolue maximale, ce qui permet de limiter l'influence des amplitudes différentes dues à l'acquisition ou au gain de l'amplificateur (figure3.6 ; figure3.7).

```
%% == NORMALISATION DES SIGNAUX ==
canal1 = canal1(:) / max(abs(canal1)); % ECG
canal2 = canal2(:) / max(abs(canal2)); % EOG vertical
canal3 = canal3(:) / max(abs(canal3)); % EOG horizontal
```

Figure 3.6 : Code de la normalisation.

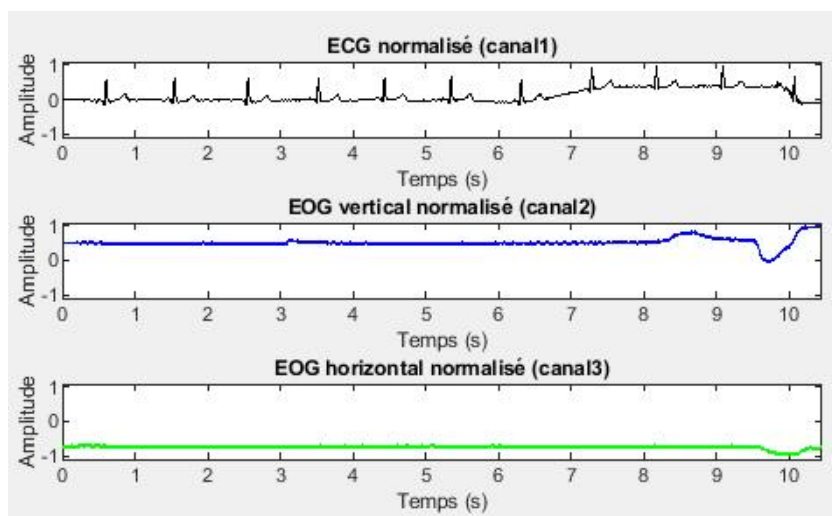


Figure 3.7 : Les signaux normalisés.

3.3.3. Filtrage du signal ECG

Le signal ECG est ensuite filtré afin d'éliminer les composantes de bruit. Un filtre passe-bas de 4^e ordre avec une fréquence de coupure à 50 Hz est utilisé pour supprimer les hautes fréquences, notamment les interférences dues au réseau électrique. Ensuite, un filtre passe-haut de 4^e ordre avec une coupure à 0.5 Hz est appliqué pour éliminer les dérives continues et les variations lentes dues à la respiration. Ces étapes garantissent un signal ECG propre, prêt pour l'analyse (figure3.8 ; figure3.9).

```
% === FILTRAGE ECG ===  
Fs = 1000;  
[b_low, a_low] = butter(4, 50/(Fs/2), 'low');  
[b_high, a_high] = butter(4, 0.5/(Fs/2), 'high');  
ecg_filtered = filter(b_low, a_low, canall);  
ecg_filtered = filter(b_high, a_high, ecg_filtered);  
ecg_filtered = ecg_filtered / max(abs(ecg_filtered));
```

Figure 3.8 : Code de filtrage d'un ECG.

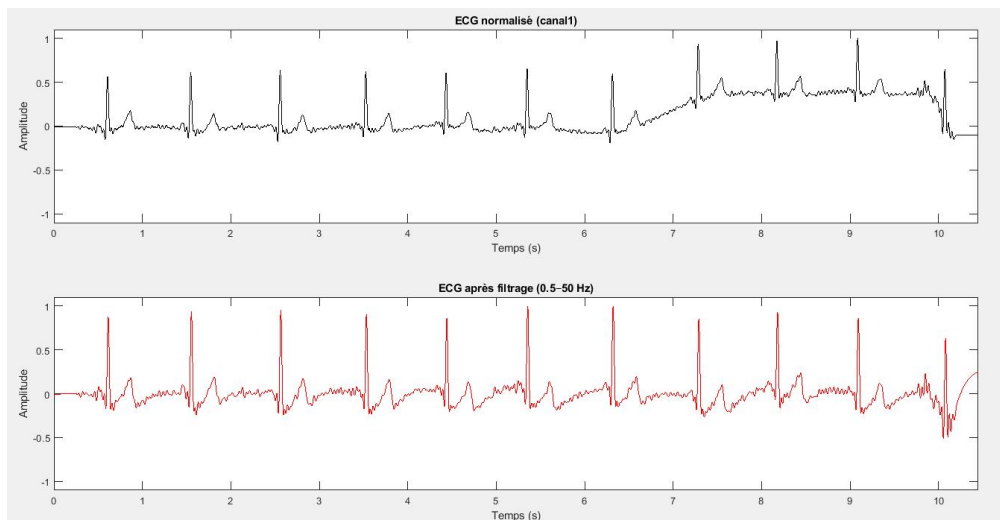


Figure 3.9 : ECG filtré.

3.3.4. Détection des pics R

Afin de détecter les pics R dans le signal ECG, une méthode inspirée de l'algorithme de Pan-Tompkins a été mise en œuvre. Cette méthode repose sur une série d'opérations successives visant à mettre en évidence les complexes QRS, et en particulier les pics R, qui correspondent à l'activité ventriculaire du cœur. Le signal ECG est tout d'abord soumis à une dérivation discrète à l'aide d'un filtre dérivé centré, ce qui permet de détecter les variations rapides caractéristiques des complexes QRS. Ensuite, le signal dérivé est mis au carré afin d'amplifier les hautes variations tout en supprimant les valeurs négatives,

renforçant ainsi les transitions significatives. Une intégration glissante sur une fenêtre de 150 ms est ensuite appliquée pour lisser le signal et isoler les zones de forte activité. Enfin, le signal intégré est normalisé afin de faciliter l'application d'un seuil fixe pour la détection des pics R. Ce prétraitement permet de transformer efficacement le signal ECG brut en une forme adaptée à la détection automatique des événements cardiaques majeurs(figure3.10).

```
%% == DÉTECTION DES PICS R ==
f1 = [1 2 0 -2 -1] / 8;           % Filtre dérivé
D = filter(f1, 1, ecg);           % Dérivation du signal
S = D.^2;                         % Mise au carré
M = round(0.15 * Fs);             % Fenêtre d'intégration (~150 ms)
intg = filter(ones(1, M) / M, 1, S); % Intégration du signal
intg = intg / max(intg);           % Normalisation

% Détection des pics (R)
[~, R_locs] = findpeaks(intg, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', round(0.6 * Fs));
```

Figure 3.10 : Extrait du code détection des pics R algorithme de Pan-tompkins.

Figure (3.11) illustre les étapes successives du traitement d'un signal ECG pour la détection des pics R, conformément à l'approche de Pan-Tompkins. Elle présente une visualisation progressive du signal à travers différentes transformations.

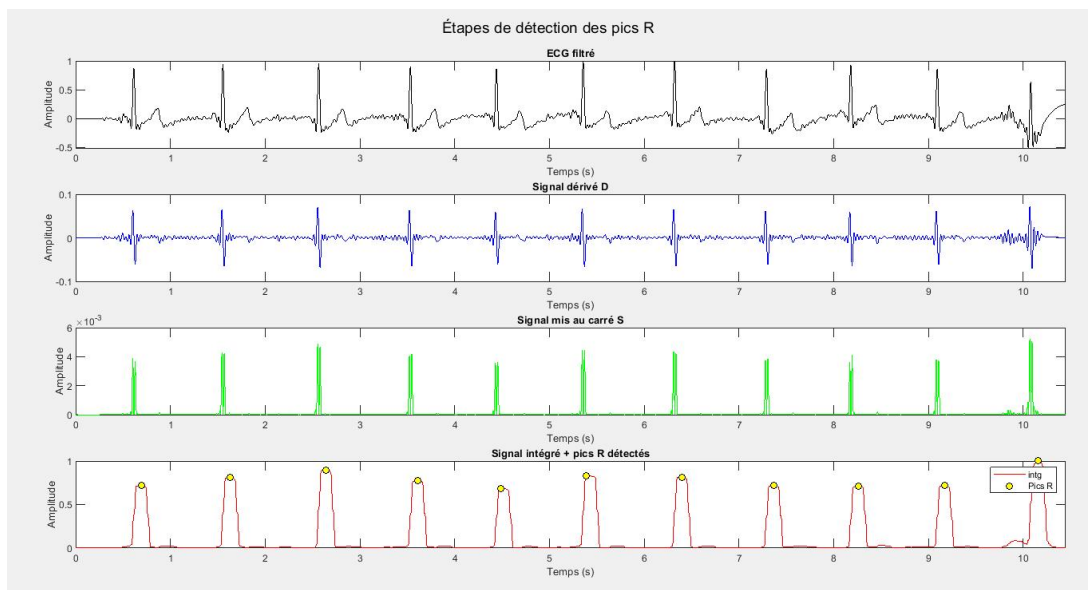


Figure 3.11 : Détection des pics R sur le signal ECG traité.

3.3.5. Corrélation entre ECG et EOG

La corrélation a été introduite dans le but de déterminer les intervalles temporels pendant lesquels le laser doit être actif, tandis que le seuillage permet d'optimiser la durée d'activation. Ces intervalles peuvent être définis en fonction de seuils d'amplitude appliqués aux signaux EOG, permettant ainsi de déclencher précisément la source laser selon l'intensité des mouvements oculaires(figre3.12).

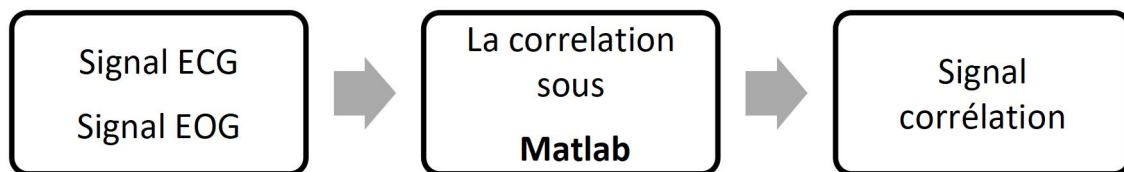


Figure 3.12 : Procédure de la corrélation des signaux sous Matlab.

La figure 3.13 illustre le code de la corrélation entre ECG et EOG horizontal et la corrélation entre ECG et EOG vertical.

```

% === CORRÉLATION CROISÉE ===
[corr_horiz, lags_horiz] = xcorr(ecg, eog_horiz, 'coeff');
[corr_vert, lags_vert] = xcorr(ecg, eog_vert, 'coeff');
  
```

Figure 3.13 : Code de la corrélation des signaux

La figure 3.14 illustre la corrélation entre les signaux ECG et EOG, mettant en évidence les interactions potentielles entre l'activité cardiaque et les mouvements oculaires.

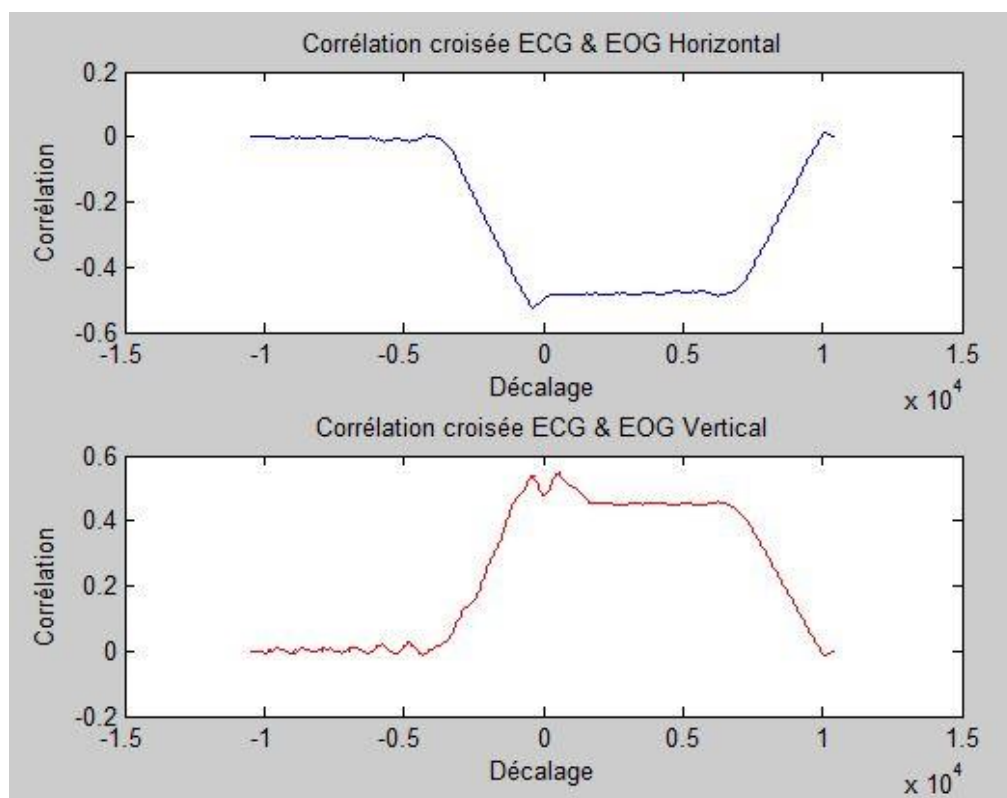


Figure 3.14 : Corrélations entre ECG et EOG.

3.3.6. Les Condition ECG et EOG

Le **laser est activé uniquement** lorsque trois conditions sont simultanément satisfaites. Premièrement, le **signal ECG (canal 1)** doit être situé **entre deux pics R consécutifs**, ce qui correspond à l'intervalle entre deux battements cardiaques. Deuxièmement, durant cet intervalle, le **signal EOG vertical (canal 2)** doit rester **strictement compris entre 0.44 mV et 0.59 mV**, indiquant une stabilité oculaire verticale. Troisièmement, le **signal EOG horizontal (canal 3)** doit être **compris entre -0.793 mV et -0.675 mV**, garantissant l'absence de mouvements oculaires horizontaux significatifs. Si ces trois conditions sont remplies, le laser est activé, mais il est automatiquement désactivé **120 millisecondes avant l'apparition du pic R suivant**, afin d'assurer une marge de sécurité par rapport à l'activité cardiaque (figure 3.15).

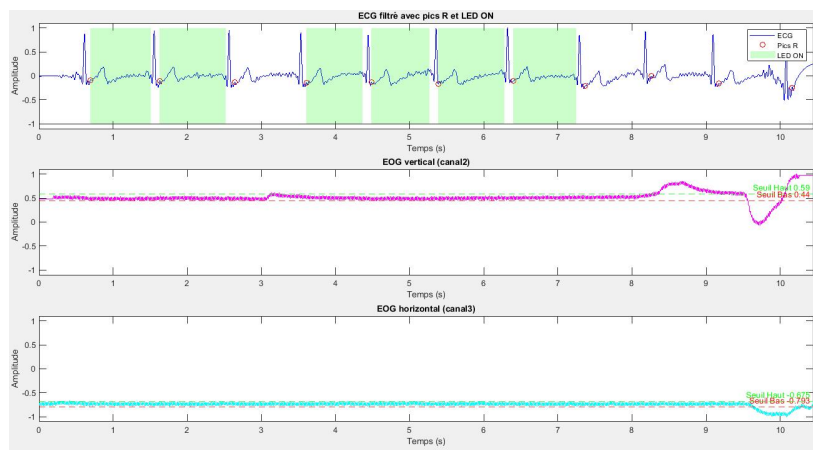


Figure 3.15 : conditions des seuils EOG.

3.3.7. L'envoi des condition MATLAB vers l'Arduino

Les intervalles validés pour l'allumage de la LED sont ensuite envoyés à une carte Arduino via une liaison série (port COM4, 9600 bauds). Chaque intervalle est converti en secondes, formaté en chaîne de caractères, puis transmis un par un avec une pause de 250 ms entre chaque envoi. Cette étape permet à l'Arduino de recevoir les informations nécessaires pour déclencher l'allumage de la LED dans les fenêtres temporelles définies par l'analyse MATLAB. Une gestion d'erreur est incluse pour détecter tout problème de connexion série (figure 3.16)

```
%% == ENVOI DES INTERVALLES À L'ARDUINO ==
try
    device = serialport('COM3', 9600); % Ouvrir port série
    pause(2); % Attente d'initialisation

    for k = 1:size(valid_intervals, 1)
        t1 = valid_intervals(k, 1) / Fs;
        t2 = valid_intervals(k, 2) / Fs;
        msg = sprintf('%s.%3f,%s.%3f\n', t1, t2); % Formater le message
        write(device, msg, 'string'); % Envoyer à l'Arduino
        pause(0.25); % Petite pause
    end
```

Figure 3.16 : Code communication Matlab vers l'Arduino.

3.4. La commande via carte Arduino

Dans ce projet, un programme Arduino a été développé pour activer précisément la source laser en fonction des signaux physiologiques analysés par MATLAB. Le microcontrôleur reçoit, via la liaison série, des intervalles de temps définis entre deux pics R successifs de l'ECG, à condition que les signaux EOG vertical et horizontal restent dans des plages normales. Ces intervalles, transmis en secondes, sont stockés dans un tableau. Dès réception du premier temps, un chronomètre interne démarre. L'Arduino compare ensuite en continu le temps écoulé à la première valeur stockée : lorsqu'ils coïncident, le laser s'active brièvement pour simuler un éclair lumineux, puis s'éteint. Ce système assure une activation synchronisée, sécurisée et adaptée du laser en fonction de l'état physiologique du sujet (Figure 3.17, Annexes).

```
#define LED_PIN 13

float R_times[100];
int index = 0;
unsigned long startMillis = 0;
bool started = false;
```

Figure 3.17 : Code du la commande laser.

3.5. Création de la base de données

Dans le cadre de ce projet, une base de données personnalisée a été élaborée afin de centraliser et organiser les informations cliniques et expérimentales des participants. Cette base, créée sous forme de fichier Excel, regroupe plusieurs champs essentiels : les noms, prénoms, date de naissances, type de pathologie (si existante), ainsi que les liens vers les fichiers d'enregistrement physiologiques issus de l'outil LAB CHART READER (fichiers. Adicht) et les fichiers de traitement textuel (.txt) (figure3.18).

	A	B	C	D	E	F
	NOM	PRENOM	DATE DE NAISSANCE	Maladie	Fichier LAB CHART READER	Fichier TXT
2	BOUGHERIRA	radia				
3	ESSID	ikram	18/08/2001	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
4	KAKMOZA	radhda	05/04/1998	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
5	MED-HACENE	LEILA	01/04/1974	diabete /goutte /hypertension /insuffisance renale	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
6	MED-HACENE	MERIEH	11/07/1997	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
7	Rat	samia	08/12/1979	tension	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
8	Rat	ofika	25/05/1977	epanchement pericardique	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
9	SAMET	SAIDA	20/08/2002	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
10	SERFA	rania	13/04/2002	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
11	TOUBIA	SERINE	13/11/2002	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
12	HADI-ALLAH	Pella	17/12/1999	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
13	MELLAS	LEILA	20/12/1999	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
14	DROUICHE	ihem	05/08/2001	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt
15	BELLAOUCHA	houfi	10/10/2002	cas normal	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\ladja.adich	V:\user\user\Desktop\EXPERIENCE\YOUSSA ECG-EGG\Fichier.txt\ladja.txt

Figure 3.18 : Base de donnees fichier Excel.

3.6. Contrôle de l'activation de la source laser

Le système optique que nous avons développé est conçu pour assurer une activation précise du laser en fonction des signaux physiologiques. Il est composé de deux lentilles de haute qualité, soigneusement sélectionnées pour optimiser la focalisation et minimiser la divergence du faisceau laser. Un dispositif de micromiroirs numériques (DMD) est intégré, permettant une modulation spatiale du faisceau et la projection de motifs lumineux spécifiques. La source laser utilisée émet à une longueur d'onde de [insérer la longueur d'onde], garantissant une interaction optimale avec les tissus cibles. Comme illustré dans la figure [insérer la référence de la figure], le laser est activé uniquement lorsque trois conditions sont simultanément satisfaites : le signal ECG (canal 1) doit être situé entre deux pics R consécutifs, le signal EOG vertical (canal 2) doit rester entre 0.44 mV et 0.59 mV, et le signal EOG horizontal (canal 3) doit être compris entre -0.793 mV et -0.675 mV. Cette synchronisation précise est cruciale pour éviter toute interférence avec le cycle cardiaque, d'où la désactivation automatique du laser 120 millisecondes avant le pic R suivant, assurant ainsi une marge de sécurité essentielle pour le bon fonctionnement du système (figure 3.19).



Figure 3.19 : Système optique.

3.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons détaillé l'ensemble du processus expérimental permettant de valider la commande intelligente de la source laser via l'analyse des signaux physiologiques. Nous avons mis en œuvre une chaîne complète acquisition des signaux ECG et EOG, traitement dans MATLAB, corrélation et détection d'événements, jusqu'à l'activation contrôlée du laser via Arduino. Les différentes étapes de traitement, notamment la normalisation, le filtrage, la détection des pics R et les conditions sur les amplitudes EOG, ont permis d'établir un système réactif et sûr. Les résultats expérimentaux confirment la faisabilité du concept et posent les bases d'une solution fiable pour une application clinique future.

Conclusion générale

À travers ce projet de fin d'études, nous avons conçu et implémenté un système intelligent de commande de source laser, répondant aux exigences de sécurité des interventions de photo coagulation rétinienne. En nous appuyant sur les signaux ECG et EOG, nous avons mis en œuvre une logique de déclenchement du laser reposant sur des conditions physiologiques réelles, détectées avec précision grâce à des algorithmes de traitement de signal et de corrélation.

L'intégration d'un microcontrôleur Arduino, couplée à un système optique basé sur des micromiroirs, a permis de concrétiser une solution complète, modulaire et adaptable. Les essais pratiques ont confirmé la pertinence du modèle proposé, en assurant une activation synchronisée et sécurisée de la source laser.

Toutefois, certaines perspectives d'amélioration demeurent : élargir la base de données de signaux pour affiner les seuils, intégrer une analyse en temps réel plus robuste, ou encore utiliser des composants plus compacts pour une future miniaturisation du système.

Ce projet nous a permis de consolider nos compétences en biomédical, en traitement du signal, en électronique embarquée, et de participer activement à une problématique médicale concrète.



Bibliographie

- [1] B. Sabrina et H. Fadhila, *Implémentation d'algorithmes DSP sur la carte Arduino pour un signal ECG*.
- [2] J. Pan et W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, 1985. doi: 10.1109/TBME.1985.325532.
- [3] ADInstruments, *LabChart Software*. [En ligne]. Disponible : <https://www.adinstruments.com/products/labchart> [Consulté le 20 janvier 2025].
- [4] Guide-Vue, *Schémas de l'œil*. [En ligne]. Disponible : <https://www.guide-vue.fr/la-sante-de-vos-yeux/schemas-de-l-%C5%93il> [Consulté le 9 juin 2025].
- [5] PasseportSanté, *L'œil : anatomie et fonctionnement*. [En ligne]. Disponible : <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/fiche.aspx?doc=oeil> [Consulté le 29 mai 2025].
- [6] Wikisource, *L'Encyclopédie/1re édition/Œil*. [En ligne]. Disponible : https://fr.wikisource.org/wiki/L%E2%80%99Encyclop%C3%A9die/1re_%C3%A9dition/Oeil [Consulté le 9 juin 2025].
- [7] Larousse, *Œil - Encyclopédie médicale*. [En ligne]. Disponible : <https://www.larousse.fr/encyclopedia/medical/%C5%93il/14895> [Consulté le 3 juin 2025].
- [8] Zeiss Vision Care, *L'œil humain*. [En ligne]. Disponible : <https://www.zeiss.fr/vision-care/mieux-voir/comprendre-la-vision/l-il-humain.html> [Consulté le 03 juin 2025].
- [9] FNRO, *Anatomie du globe oculaire*. [En ligne]. Disponible : http://www.fnro.net/ophtalmologie/anatomie/anatoc_globeoculaire/anatoc_globeoculaire.html [Consulté le 29 mai 2025].
- [10] Wikipedia, *Œil humain*. [En ligne]. Disponible : https://fr.wikipedia.org/wiki/%C5%92il_humain [Consulté le 05 juin 2025].
- [11] Vocabulaire Médical, *Œil - Yeux*. [En ligne]. Disponible : <https://www.vocabulaire-medical.fr/encyclopedia/326-oeil-yeux> [Consulté le 20 février 2025].

- [12] Le Cerveau à tous les niveaux, *Anatomie de l'œil*. [PDF]. [En ligne]. Disponible : https://lecerveau.mcgill.ca/flash/capsules/articles_pdf/anatomie_oeil.pdf [Consulté le 29 mars 2025].
- [13] A. Author, *EOG Technique to Guide a Wheelchair*. ResearchGate. [En ligne]. Disponible : https://www.researchgate.net/publication/228965183_EOG_Technique_to_Guide_a_Wheelchair [Consulté le 9 avril 2025].
- [14] Cahiers d'ophtalmologie, *Article médical (PDF)*. [En ligne]. Disponible : <https://www.cahiers-ophtalmologie.fr/media/d26ff9f2c8c9d26fba6e2edf27368b29.pdf> [Consulté le 9 avril 2025].
- [15] E. P. Widmaier, H. Raff, et K. T. Strang, *Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*, 15e éd., McGraw-Hill Education, 2019.
- [16] R. M. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, Wiley-IEEE Press, 2002.
- [17] MathWorks, *MATLAB Documentation*. [En ligne]. Disponible : <https://www.mathworks.com/help/matlab/> [Consulté le 13 mai 2025].
- [18] Oph78, *Rétinopathie diabétique*. [En ligne]. Disponible : <https://www.oph78.fr/retine/retinopathie-diabetique/#definition> [Consulté le 19 mai 2025].
- [19] World Health Organization (WHO), *World Report on Vision*, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.who.int/publications/i/item/world-report-on-vision> [Consulté le 15 mai 2025].
- [20] American Academy of Ophthalmology (AAO), *Retinal Diseases*, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.aao.org/eye-health/diseases> [Consulté le 9 mai 2025].
- [21] National Eye Institute, *Facts About Retinitis Pigmentosa*, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.nei.nih.gov/> [Consulté le 9 mai 2025].
- [22] T. Y. Wong et C. Sabanayagam, "Strategies to manage diabetic retinopathy: From epidemiology to artificial intelligence," *The Lancet Diabetes & Endocrinology*, vol. 7, no. 5, pp. 360–372, 2019.
- [23] G. B. Arden et J. H. Kelsey, "Some observations on the standing potential of the human eye and its relation to the electroretinogram," *The Journal of Physiology*, vol. 160, no. 3, pp. 288–298, 1962. doi: 10.1113/jphysiol.1962.sp006837.

[24] G. B. Arden et A. Barrada, "Dark adaptation and the electro-oculogram," *Vision Research*, vol. 2, no. 6, pp. 307–320, 1962. doi: 10.1016/0042-6989(62)90041-4.

[25] DOI: 10.1007/s10633-008-9155.

[26] G. A. Fishman, *Electrophysiologic Testing in Disorders of the Retina, Optic Nerve, and Visual Pathway*, 2e éd., American Academy of Ophthalmology, 2001.

[27] Texas Instruments, *DLP® System Basics: Understanding Digital Micromirror Device (DMD) Operation*, Application Report DLPA083, Oct. 2020. [En ligne]. Disponible : <https://www.ti.com/lit/an/dlpa083/dlpa083.pdf> [Consulté le 1 juin 2025].